

1. 676

Академия информатизации образования
Международная академия наук экологии и безопасности человека
и природы
Курское отделение международной академии информации
Курский государственный технический университет

Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей, С.А. Филист

**Проектирование электронной медицинской
аппаратуры для диагностики и лечебных
воздействий**

Курск - С. Петербург, 1999

УДК 616.2

Корневский Н.А., Попечителей Е.П., Филист С.А.

Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий: Монография/ Курская городская типография. Курск, 1999. 537 с.

ISBN-5-88562-089-х.

В монографии рассмотрены вопросы разработки и проектирования элементов, узлов, систем и комплексов для решения некоторых задач медицинской диагностики и терапевтических воздействий. Выбраны наиболее известные методы, аппаратное выполнение которых стало примером применения подходов к проектированию медицинской техники. Особое внимание уделяется применению микропроцессоров и ПЭВМ для решения задач медицинских исследований.

Монография рекомендована к изданию УМС по направлению «Биомедицинская инженерия», входящим в состав УМО по образованию в области автоматизации, электроники, микроэлектроники и радиотехники, в качестве учебного пособия. Она так же будет полезна специалистам в области проектирования и эксплуатации электронной медицинской аппаратуры, а также для аспирантов, обучающихся по специальности 05.13.09 - Управление в биологических и медицинских системах.

Научный редактор д-р. мед. наук, профессор Н.М. Агарков.

Рецензенты: д-р биол. наук, зав. кафедрой химической технологии биологически активных веществ Курского государственного медицинского университета Л.П. Лазурина;
д-р мед. наук профессор В.А. Лазаренко

П 2706000000 - 027
х 94 (03) - 99

ISBN-5-88562-089-х

© Корневский Н.А.,
Попечителей Е.П.,
Филист С.А.
© Курск, Курская городская
типография, 1999

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	8
ГЛАВА 1. МЕТОДЫ ПОЛУЧЕНИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ.....	10
1.1. Биологический объект как объект исследования.....	10
1.1.1. Морфологическая и функциональная сложность биологического объекта.....	12
1.1.2. Многообразие параметров, описывающих процессы жизнедеятельности.....	13
1.1.3. Сложность измерения параметров состояния организма.....	14
1.1.4. Трудности контроля всех внутренних и внешних факторов, оказывающих влияние на состояние биологического объекта.....	15
1.1.5. Необходимость проведения комплексных исследований.....	16
1.1.6. Сложность технологических схем выполнения медико-биологических экспери. тов.....	16
1.1.7. Необходимость учета разнообразных по физической природе причин возникновения погрешностей.....	17
1.1.8. Специфическая форма и взаимосвязь сигналов различной физической природы, несущих информацию о состоянии биообъекта, - биологических сигналов.....	17
1.2. Система методов медико-биологических исследований.....	18
1.3. Электрофизиологические и фотометрические методы.....	20
ГЛАВА 2. ОБОБЩЕННЫЕ СТРУКТУРЫ ЭМА НА ПРИМЕРЕ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ И ФОТОМЕТРИЧЕСКОЙ АППАРАТУРЫ.....	25
2.1. Целевые функции электрофизиологической и фотометрической медицинской техники.....	25
2.2. Обобщенные схемы электрофизиологических и фотометрических исследований.....	29
2.2.1. Электрофизиологические исследования.....	30
2.2.2. Фотометрические исследования.....	33
ГЛАВА 3. СЪЕМ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ.....	35
3.1. Электрические явления в живом организме.....	35
3.2. Электрические процессы на участке кожно-электродного контакта.....	39
3.3. Методы измерения импеданса биотканей.....	44
3.4. Емкостные методы физиологических исследований.....	55
3.5. Методы регистрации биоэлектрических потенциалов.....	58
3.6. Системы отведения биопотенциалов.....	64
3.6.1. Системы отведений для ЭКГ.....	65
3.6.2. Системы отведений для ЭЭГ.....	73

3.6.3. Системы отведений для электромиографии.....	75
3.6.4. Системы отведений для электроокулографии.....	75
3.6.5. Система отведений для регистрации кожно-гальванической реакции.....	76
3.7. Диагностические показатели, регистрируемые электрофизиологическими методами.....	77
ГЛАВА 4. УСТРОЙСТВА СОПРЯЖЕНИЯ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ АППАРАТУРЫ С ОРГАНИЗМОМ.....	79
4.1. Эквивалентные схемы кожно-электродного контакта.....	79
4.2. Классификация накожных и подкожных электродов.....	85
4.3. Артефакты электродных систем.....	87
4.4. Кожно-электродный импеданс.....	90
4.5. Комбинированный метод исследования погрешностей электрофизиологических методов.....	93
4.6. Типовые конструкции электродов для электрофизиологических исследований.....	96
4.7. Схемы проверки параметров электродов.....	107
4.8. Входные цепи устройств регистрации биопотенциалов.....	113
4.8.1. Характеристика источников биопотенциалов.....	114
4.8.2. Параметры усилителей биопотенциалов.....	116
4.8.3. Эквивалентные схемы входной цепи усилителей биопотенциалов.....	122
4.8.4. Экранирование входа усилителей биопотенциалов.....	127
4.8.5. Электродные усилители как входные узлы усилителей биопотенциалов.....	130
4.9. Особенности проектирования усилителей биопотенциалов.....	132
4.10. Обобщенные функциональные схемы усилителей биопотенциалов.....	135
4.11. Измерительные преобразователи электрических параметров.....	138
4.11.1. Преобразователи сопротивлений в напряжение.....	140
4.11.2. Преобразователи тока в напряжение.....	144
4.11.3. Преобразователи заряда в напряжение.....	147
4.12. Синфазные и дифференциальные помехи. Схемы подавления синфазных помех.....	148
4.13. Подавление помех активными фильтрами.....	163
4.14. Проектирование входных каскадов усилителей биопотенциалов.....	166
ГЛАВА 5. УСТРОЙСТВА СОПРЯЖЕНИЯ ФОТОМЕТРИЧЕСКИХ СИСТЕМ С ОРГАНИЗМОМ.....	172
5.1. Оптико-электрические измерительные преобразователи.....	172
5.1.1. Преобразователи однолучевых фотометров.....	176
5.1.2. Преобразователи с разнесенными и совмещенными потоками.....	179

5.1.3. Преобразователи с амплитудной шкалой преобразования.....	182
5.1.4. Преобразователи с оптико-электрическим контуром обратной связи.....	185
5.1.5. Преобразователи с функциональным управлением интенсивностью излучения.....	188
5.1.6. Двухволновые преобразователи оптико-электрических измерительных преобразователей.....	195
5.2. Узлы и элементы оптико-электрических измерительных преобразователей.....	197
5.2.1. Оптические элементы фотометров.....	198
5.2.2. Источники излучения.....	203
5.2.3. Преобразователи параметров лучистого потока в электрический сигнал.....	207
ГЛАВА 6. ПРОЕКТИРОВАНИЕ УСТРОЙСТВ ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ.....	214
6.1. Устройства первичной и вторичной обработки сигналов.....	214
6.2. Обеспечение безопасности обслуживания приборов на стадии проектирования.....	223
6.3. Методы и алгоритмы обработки электрофизиологических сигналов.....	228
6.4. Устройства вычисления фотометрических параметров.....	233
6.5. Синтез устройств обработки биомедицинской информации.....	242
6.6. Электрофизиологическая аппаратура на основе структурно-функционального подхода.....	250
6.7. Технические средства фотометрических исследований.....	255
6.8. Типовые схемы включения микропроцессоров в устройства обработки.....	261
6.9. Обмен информацией с ПЭВМ.....	277
6.9.1. Системная магистраль ПЭВМ.....	277
6.9.2. Порты ввода-вывода ПЭВМ типа IBM PC.....	292
6.9.3. Обмен информацией через стандартные последовательные интерфейсы.....	290
6.9.4. Обмен информацией через стандартные параллельные интерфейсы ввода-вывода типа Centronix.....	302
6.9.5. Обмен информацией через системную шину ПЭВМ.....	309
6.9.5.1. Обмен информацией в режиме прерывания.....	318
6.9.5.2. Примеры организации ввода/вывода данных из ПЭВМ.....	323
6.10. Примеры использования микропроцессоров и ПЭВМ в медицинской практике.....	344

ГЛАВА 7. УСТРОЙСТВА ОТОБРАЖЕНИЯ ИНФОРМАЦИИ.....	355
7.1. Аппаратные средства отображения информации на экране ЭЛТ.....	355
7.2. Основные принципы построения современных видеомониторов.....	365
7.2.1. Видеомониторы на ЭЛТ.....	365
7.2.2. Узел управления ВМ.....	374
7.2.3. Входные устройства ВМ.....	379
7.2.4. Схемы подключения ЭЛТ.....	385
7.3. Дисплеи на жидких кристаллах.....	389
ГЛАВА 8. ОСОБЕННОСТИ ПРОЕКТИРОВАНИЯ КАРДИОМОНИТОРОВ.....	394
ГЛАВА 9. ПРОЕКТИРОВАНИЕ ПРИБОРОВ ДЛЯ БИОИМПЕДАНСНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ.....	410
ГЛАВА 10. АППАРАТУРА ДЛЯ ТРАДИЦИОННОЙ ЭЛЕКТРОТЕРАПИИ.....	423
10.1. Аппараты для терапии постоянным током.....	424
10.2. Аппараты для терапии постоянным электрическим полем.....	427
10.3. Аппараты для терапии модулированными и непрерывными последовательностями токов низкой и средней частоты.....	430
10.4. Электротерапевтическая высокочастотная аппаратура.....	436
10.4.1. Общие положения.....	436
10.4.2. Аппаратура для УВЧ-терапии.....	439
10.4.3. Аппаратура для дециметровой и микроволновой терапии.....	442
10.5. Аппаратура для электростимуляции и анестезии.....	446
10.5.1. Проектирование электростимуляторов.....	446
10.5.2. Применение электростимуляторов для анестезиологии.....	462
ГЛАВА 11. МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ИНФОРМАЦИОННОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА БИООБЪЕКТЫ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫМИ ПОЛЯМИ КРАЙНЕВЫСОКИХ ЧАСТОТ (КВЧ).....	470
11.1. Волновая природа биологических полей.....	470
11.2. Волновая природа передачи генной информации.....	472
11.3. Особенности воздействия электромагнитных волн КВЧ диапазона низкой интенсивности на биологические объекты.....	477
11.4. Схемотехника медицинской КВЧ-аппаратуры.....	480
ГЛАВА 12. АППАРАТУРА ДЛЯ МАГНИТОТЕРАПИИ.....	486
12.1. Индуктометрическая аппаратура.....	486
12.2. Воздействие низкочастотных магнитных полей на человека.....	488
12.3. Аппаратура для низкочастотной магнитотерапии.....	492
ГЛАВА 13. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ТЕРАПЕВТИЧЕСКАЯ ТЕХНИКА.....	499
13.1. Взаимодействие ультразвука с биообъектами.....	499
13.2. Обобщенная структура аппарата для ультразвуковой терапии.....	501
13.3. Применение ультразвука в хирургии.....	503

ГЛАВА 14. СРЕДСТВА ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ	507
14.1. Принципы получения лазерного излучения и механизмы его взаимодействия с биообъектом	507
14.2. Терапевтические лазерные приборы	516
14.3. Хирургические лазерные приборы	522
ГЛАВА 15. ТЕХНОЛОГИЯ КОМБИНИРОВАННОГО ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ	529
ЛИТЕРАТУРА	533

ВВЕДЕНИЕ

Невозможно назвать хотя бы одну отрасль экспериментальной, лечебной или профилактической медицины, которая могла бы рассчитывать даже на малый успех без применения электронной аппаратуры. Инструментальные методы нашли широкое применение в клинических и амбулаторных условиях, в курортно-санаторной практике и центрах реабилитации, в оздоровительно-восстановительных и спортивных центрах. Без специальных методического и технического обеспечений невозможны космические и подводные исследования, эргономическая и инженерно-психологическая экспертиза автоматизированных комплексов «человек-техника», связанная с текущей диагностикой состояния человека-оператора и определением степени напряженности его труда. Системы контроля состояния работающего человека проникли и в сферу производства, где позволяют контролировать уровень работоспособности и утомления, правильно организовать режим труда и отдыха, разработать рекомендации по безопасным приемам выполнения производственных функций, т. е. они способствуют повышению производительности труда с сохранением высокой работоспособности трудящегося.

Среди многих задач медицинского обслуживания первое место занимают задачи медицинского контроля за состоянием человека, диагностики этого состояния с целью определения состояния здоровья, своевременного выявления патологических изменений и наличия инфекций, генетической или приобретенной предрасположенности к патологиям, прогнозирования развития патологических процессов и реабилитации человека в процессе выздоровления. Медицинская практика предоставляет для решения этой задачи огромное количество разнообразных методик, достаточно обеспеченных на сегодня необходимым оборудованием (приспособлениями, приборами, комплексами и системами), снабженными методическими рекомендациями по использованию и расходными материалами, позволяющими быстро и эффективно ее решать. Однако появление новых технологий производства электронной техники и новой элементной базы, более совершенных методик диагностики, в том числе и усовершенствующих хорошо известные и зарекомендовавшие себя на практике, способствует сохранению интереса к проблеме разработки новых медицинских диагностических приборов и систем. Особенно важным это становится в связи с притоком в эту область огромной армии специалистов из других областей электроники, хорошо владеющих методами проектирования электронной аппаратуры, но и ощущающих специфических особенностей разработки такой аппаратуры для медицинских применений. Расширение сферы

применения электронной медицинской аппаратуры, работа на стыке медицины и техники привлекают в этой области техники и молодежь, которая нуждается в современных руководствах для изучения принципов ее построения и методик проектирования.

Проблема создания современного электронного прибора или системы для медицинских исследований носит многоплановый характер и имеет несколько аспектов, каждый из которых может существенно повлиять на технические характеристики и конструктивные решения, применяемые разработчиком. Эти аспекты связаны с биологическим обоснованием метода, (например, влияние измерительного преобразователя на исследуемые физиологические процессы, наличие специфических погрешностей и др.), методикой его применения (например, подготовка объектов к эксперименту, условия, в которых должен проводиться эксперимент), приемами его технической реализации (например, контактный или неконтактный съем информации, наличие гальванической развязки, учет взаимовлияния измерительных преобразователей и т. п.), сигналов, статистическая обработка результатов, вычисление комплексных показателей и т. п.) и инженерно-техническими приемами, определяющими конструктивное и эргономическое оформление прибора (или системы).

Учитывая огромное разнообразие методов и средств диагностической и терапевтической техники, в данной работе рассмотрены только некоторые из них. Например, не рассмотрен весьма обширный круг интроскопической техники, которая завоевывает все более широкие позиции. Тем не менее, авторы надеются, что представленные материалы будут полезны как студентам и аспирантам, обучающимся по соответствующим специальностям, так и специалистам использующим медицинскую электронную технику.

Предлагаемая монография является совместным трудом сотрудников Курского государственного технического университета (профессор Корневский Н. А. и доцент Филист С. А.) и Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета (профессор Попечителей Е. П.). Профессором Попечительным Е. П. написаны главы 1, 2 и 5. Профессором Корневским Н. А. написаны главы с 9-ой по 15-ую. Доцентом Филистом С. А. написаны главы 7 и 8. Остальные главы написаны совместно профессорами Попечительным Е. П. и Корневским Н. А.

Авторы выражают свою глубокую признательность Ферапонтову Н. С. за содействие в издании монографии.

ГЛАВА 1. МЕТОДЫ ПОЛУЧЕНИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

1.1. Биологический объект как объект исследования

При проведении биологических и медицинских исследований используется большой арсенал методов и технических средств, предназначенных для измерения различных медико-биологических показателей, а также для регистрации и анализа физиологических процессов, протекающих в организме. Результаты исследований представляются в виде набора чисел и графиков, отражающих состояние биологического объекта во время проведения экспериментов. Остается, казалось бы, самое простое - сопоставить эти наборы с возможными состояниями организма и диагностическая задача будет решена. Однако эффективное использование известных методов и средств при изучении биологического объекта возможно только при соответствующем методическом обеспечении, включающем не только сами технические средства, но также приемы их подключения к объекту исследования, обслуживания и работы с ними, перечень навыков по регистрации, обработке и интерпретации результатов.

Известно, что при исследовании биологического объекта ни один из имеющихся методов изолированно, вне связи с другими, не может дать исчерпывающих результатов при изучении многосторонних процессов и явлений, присущих организму. При этом формирование набора конкретных методов исследования, выбор методик выполнения измерений зависит от решаемой задачи, в качестве которой при медицинских исследованиях могут быть изучение физиологических процессов, диагностика, профилактика и лечение конкретных заболеваний, контроль и управление функциями организма, дозирование и нормировка терапевтических воздействий и другие, а также от области и условий их применения. Различные методические приемы работы приходится использовать в условиях поликлиник и амбулаторий, больниц и медицинских центров, во время хирургических операций и в послеоперационный период, при выполнении человеком работы в наземных условиях и в условиях космического полета и т. п. Столь же разнообразна сфера биологических исследований, методы и технические средства которых близки по принципам к медицинским методам и средствам.

Изменчивость и индивидуальный разброс параметров биологических объектов, их взаимосвязанность, нелинейность этих связей, наличие высокого уровня помех - все это делает задачу объективной оценки состояния биологического объекта очень сложной. Кроме того, процесс исследования

биологического объекта сопровождается воздействием большого числа трудно учитываемых внешних и внутренних факторов случайной природы. Поэтому столь важной становится оценка соответствия получаемых количественных и качественных характеристик действительному состоянию и возрастает ответственность за объективность результатов медико-биологических измерений, так как они определяют дальнейший ход исследований и диагностики, применение тех или иных терапевтических или хирургических воздействий.

Для того, чтобы разобраться в огромном объеме информации, поступающей от исследуемого объекта, и сделать правильные заключения при диагностике заболеваний, выборе лечебных мероприятий, решении вопросов реабилитации, обеспечении условий поддержания жизнедеятельности организма в экстремальных условиях, оценке профессиональной пригодности к определенному виду деятельности и т.д. и т.п. необходимо ясное понимание особенностей биологического объекта как объекта исследований.

Обычно при изучении нового объекта исследователь стремится рассмотреть его с различных позиций, получить достаточно полное описание его параметров, свойств и характеристик поведения в разных условиях существования и в конце концов построить некоторую модель, позволяющую прогнозировать поведение объекта в известных и заранее неизвестных ситуациях. Для этого используются методы исследования конкретных наук и математический аппарат, позволяющий обобщить результаты наблюдений и измерений. Вместе они предназначены для построения так называемой концептуальной модели, соединяющей в одно целое все представления, суждения об объекте. Точность прогноза поведения по существу характеризует уровень знаний об объекте исследования.

Получение полного описания биологического объекта в настоящее время невозможно. Прежде всего потому, что в качестве биологического выступают различные объекты - живой организм и целая колония организмов, отдельный орган и группа органов, физиологическая система, клетка и группа клеток и т.д. Современная биология и медицина не в состоянии дать всю информацию о структуре и функционировании всех видов биологических объектов, необходимую для такого описания. Практически каждый день приносит все новые и новые представления о биологических объектах разной сложности, что связано в немалой степени с развитием новых методов и технических средств их исследования. Кроме того, обобщение результатов исследований связано с преодолением значительных трудностей из-за несовершенства методов исследования и математического аппарата, не приспособленного для изучения

объектов подобной сложности. В связи с этим биологический объект должен характеризоваться с более общих методологических позиций.

В качестве одной из таких позиций может выступать системный подход, являющийся "методологией научного исследования и практического освоения сложноорганизованных объектов, при котором на первое место ставится не анализ составных частей объекта как таковых, а его характеристика как определенного целого, раскрытие механизмов, обеспечивающих целостность объекта" [1]. Системный подход может быть использован как при решении новых проблем, так и при изучении уже существующих объектов, в том числе созданных природой.

При изучении биологических объектов мы встречаемся с ситуацией, когда имеется большой экспериментальный материал, характеризующий поведение организма и его различные проявления в условиях изменяющейся среды и при различных воздействиях. Рассмотрение организма с позиций системного подхода может дать ясное представление о нем, как об исторически возникшей, весьма сложно организованной и развивающейся системе, характеризующейся, как и всякая целостная система, своими специфическими особенностями.

Анализ особенностей устройства (морфологии) и функционирования биологических систем выполнен во многих изданиях. Собранные в них материалы позволяют сформулировать некоторые особенности этого класса систем, требующие особого внимания со стороны исследователя при проведении разного рода экспериментов с биологическими объектами. Основное внимание при этом будет уделено главному объекту медицинских исследований - организму человека.

1.1.1. Морфологическая и функциональная сложность биологического объекта

Живой организм необычайно сложен, включает множество систем с разнообразными и подвижными связями и функциями, которые еще слабо изучены и описаны в большей мере качественно. Проявления сложности многообразны и связаны с большим количеством возможных состояний. Для организма характерны качественная неоднородность, проявляющаяся в том, что в рамках любой из его функциональных систем совместно и слаженно работают разнообразные подсистемы с разными постоянными времени (от долей секунды до нескольких лет), в разных пространственных масштабах (от единиц мкм до сотен см), с качественно различными управляющими сигналами (биохимическими, физическими, информационными) и принципами

управления: способность к преднастройке и прогнозированию, накоплению опыта и формированию стереотипов в поведении; высокий уровень адаптации к изменяющимся условиям и т.п.

1.1.2. Многообразие параметров, описывающих процессы жизнедеятельности

Состояние биологической системы описывается набором физиологических процессов и большим количеством разнообразных медико-биологических показателей ("существенных переменных"), число которых окончательно не установлено. Часть этих показателей может быть получена только с помощью сложных и продолжительных по времени исследовательских процедур. Тем не менее, для принятия диагностических заключений необходимо провести анализ физиологических процессов и получить оценки по крайней мере основных медико-биологических показателей. Однако знание этих показателей еще не гарантирует однозначности заключения.

Совокупность показателей определяет так называемый "функциональный уровень организма" [1,2], соответствующий реальным условиям его жизнедеятельности. Функциональный уровень поддерживается за счет деятельности специализированных функциональных (физиологических) систем, которые представляют собой объединение управляющих (нервные центры), исполнительных (эффektorных) и чувствительных (рецепторных) узлов. В состоянии физиологического покоя или слабых воздействий каждая система работает по принципу "наименьшего взаимодействия", т.е. функционирует так, чтобы ее воздействие на другие системы было минимальным. В изменившихся условиях "существенные переменные" организма автоматически устанавливаются на новых значениях, оптимальных для новых условий жизнедеятельности. Если воздействие снимается - показатели опять изменяются, но могут установиться на других величинах по сравнению с первоначальными. При этом обеспечивается другой, чем прежде "функциональный уровень", новое равновесное состояние, но оптимальное для данных внешних условий. Таким образом, показатели неоднозначно определяют состояние системы - при одних и тех же внешних условиях равновесие (норма) может обеспечиваться при разных значениях определяющих параметров, а одни и те же параметры могут соответствовать разным функциональным уровням (!).

Обозначим через $X=\{x_i\}$, $i=1,2,\dots,N_x$ - конечное множество состояний организма человека, через $Y=\{y_j\}$, $j=1,2,\dots,N_y$ - конечное множество управляющих воздействий на организм, через $Z=\{z_t\}$, $t=1,2,\dots,N_z$, $Z_t=\{z_{tk}\}$,

$k=1,2,\dots,N_k$ - множество физиологических процессов на временном интервале Δt , k - номер процесса; через $S = \{s_n\}$, $n=1,2,\dots,N_n$ - множество оценок состояний, которые строятся на основе информации, получаемой с помощью методов исследования. Предположим, что Z достаточно полно характеризует множество состояний организма X , т.е. существует отображение $f_1: Z \rightarrow X$. Тогда задача синтеза оптимальной совокупности методов исследования состояния организма сводится к построению такого алгоритма получения и обработки данных о Z , соответствующего некоторому отображению $f_2: Z \rightarrow S$, который обеспечивает взаимную однозначность отображения $f_3: X \rightarrow S$. Это отображение позволяет решить и следующую задачу - выбор управляющих воздействий Y при условии однозначности отображения $f_4: S \rightarrow Y$. Последнее отображение позволило бы определить оптимальный план лечения, приводящий организм в заданное множество "нормальных" состояний. Такая формализация процесса исследования имеет большое значение для понимания сложности изучения биологического объекта. Сложность описания реальных множеств X и Z , о которой упоминалось выше, исключает достижение взаимной однозначности отображения f_3 , а, следовательно, и f_4 , создавая трудности при выводе диагностических заключений и разработке рекомендаций по лечебным процедурам.

1.1.3. Сложность измерения параметров состояния организма

Большое число показателей, определяющих $\{Z_k\}$, затрудняет (чаще исключает) возможность их одновременного фиксирования. Поэтому, выполнив процедуру измерения, можно оценить лишь вероятность того или иного состояния $x_i \in X$.

При оценке информативности измеряемых параметров приходится считаться с комплексом множества случайных или систематических факторов (множество Y), постоянно и активно воздействующих на биообъект. Кроме того, для разных экземпляров биологических систем одного типа характерен индивидуальный разброс параметров, отражающий компенсаторные влияния физиологических систем друг на друга. Их внутригрупповая изменчивость приводят к необходимости фиксировать и оговаривать группу исследуемых объектов - вводить возрастные группы для исследований одних и тех же проявлений, а наличие большого числа механизмов регуляции с разными постоянными времени регулирования - контролировать продолжительность эксперимента. Для получения достоверных результатов требуется собирать и обрабатывать огромный статистический материал, получение которого связано со значительными затратами времени (некоторые биологические процессы

соизмеримы с продолжительностью существования биологической системы) и труда на исследование и обработку результатов.

1.1.4. Трудности контроля всех внутренних и внешних факторов, оказывающих влияние на состояние биологического объекта

При изучении биологических систем приходится считаться с непрерывно изменяющимся комплексом множества факторов Y , активно воздействующих на них или на их части. Точный учет самих факторов и результатов их воздействия не представляется возможным. Невозможно однозначно предсказать результат внешних управляющих воздействий.

Вероятностный характер поведения биообъекта в ответ на внешние раздражители одной и той же модальности указывает на нестационарность самих объектов. Кроме того, интерпретация получаемых результатов затрудняется еще и потому, что разного рода патологические явления, возникающие в тех или иных системах организма (например, в органах и тканях человека), могут рефлекторно влиять на другие процессы, в которых патология отсутствует, и исказить результат измерения. При этом необходимо учитывать индивидуальность реакций, проявляющуюся в способности к адаптации и внутренней перестройке процессов функционирования в ответ на воздействие. Особую роль при исследовании высших биологических систем (в частности, организма человека) играют психофизические факторы, значительно искажающие результаты.

Исследования целесообразно проводить в условиях их реального существования, без ограничения подвижности. Однако, закон поведения организма в большинстве случаев заранее неизвестен, что создает известные трудности, например, при исследованиях поведения человека в условиях производства, в космической медицине, физиологии труда и спорта. Поэтому результаты, полученные в лабораторных условиях, далеко не всегда соответствуют состоянию организма, в котором он пребывает в реальных условиях.

Большие трудности возникают при измерении параметров внутренней среды биологических систем без нарушения их целостности, без внесения искажений в измеряемый параметр из-за нарушения физиологичности эксперимента. Приходится применять особые методические приемы для проведения измерений, чтобы не вносить искажения в исследуемые процессы вследствие подключения измерительного преобразователя.

1.1.5. Необходимость проведения комплексных исследований

Разнообразие показателей, характеризующих состояние биологического объекта, и требование одномоментной фиксации их значений заставляет в программу исследований включать разные по природе и продолжительности процедуры, использовать системы различных измерительных преобразователей, совокупность методов воздействия и другие приемы исследований, сочетание которых не всегда возможно и оправдано. Одновременное использование нескольких разных методов может сопровождаться взаимными влияниями и помехами, искажающими результаты измерений и регистрации.

1.1.6. Сложность технологических схем выполнения медико-биологических экспериментов

Любой эксперимент с биологическим объектом даже в самых простых случаях требует внимательного отношения к последовательности и тщательности выполнения всех этапов, связанных с его проведением. Каждый этап эксперимента может включать несколько операций - либо относительно простых актов воздействия на объект (например, обработка кожи и нанесение на поверхность объекта слоя мази или пасты, термостатирование, высушивание, дозировка и т.п.), либо сложных процедур, требующих использования специального дополнительного оборудования (например, центрифугирование, химическая трансформация, воздействие излучениями и т.д.). В особо сложных исследованиях (например, при использовании методов биологической интроскопии или в аналитических лабораториях) последовательность этапов в одном эксперименте может включать большое число операций, связанных с подготовкой объекта, оборудования, выполнения целого ряда вспомогательных процедур.

Последовательность этапов отражает технологическая схема медико-биологического эксперимента, которую целесообразно было бы записать в некотором условном виде для последующего изучения и оптимизации. Однако сложность технологических схем исследования биологического объекта не позволяет использовать известные в технике приемы записи этих последовательностей. Кроме того, на сегодня далеко не все исследования имеют отработанные и общепринятые схемы экспериментов. Один из возможных подходов к такой записи рассмотрен в [3,4].

1.1.7. Необходимость учета разнообразных по физической природе причин возникновения погрешностей

При оценке достоверности результатов медико-биологических исследований особое внимание следует обращать на источники погрешностей, сопровождающих эксперименты с биообъектом. Так как при исследованиях используются технические средства, то точность измерений конечно же зависит от инструментальных (аппаратурных) погрешностей, но не только. Главное значение для медико-биологических исследований приобретают методические погрешности [2], которые проявляются во взаимном влиянии друг на друга объекта и технических средств, в неточности выполнения методики эксперимента, изменчивости свойств объекта в процессе исследования, в шумах внутреннего происхождения и др. Уже отмечалась особая роль психофизиологических факторов, значительно искажающих результаты исследований. Только тщательный анализ качества выполнения всех этапов технологической схемы исследования позволяет получить качественные результаты для диагностических заключений. Однако для проведения такого анализа еще не разработаны приемы, методы и критерии, позволяющие оценить влияние методических погрешностей.

1.1.8. Специфическая форма и взаимосвязанность сигналов различной физической природы, несущих информацию о состоянии биообъекта, - биологических сигналов

Сложность выполнения биомедицинских измерений связана также со сравнительно малыми значениями амплитуд биологических сигналов (в некоторых случаях - единицы мкВ) при высоком уровне шумов (как за счет работы других подсистем - внутренние шумы, так и за счет наводимых из внешней среды - внешние помехи), соизмеримых с амплитудами сигналов. Причем частотный спектр выходных сигналов обычно достаточно широк: от области инфранизких частот (сотые, тысячные доли Гц) до сотен герц и более. Затруднено также получение точных математических зависимостей между регистрируемыми параметрами и соответствующими им медико-биологическими показателями, так как еще недостаточно изучены сами системы и не разработан адекватный математический аппарат, пригодный для их описания.

Отмеченные особенности отражаются на методиках применения практически всего арсенала технических средств медико-биологических исследований.

1.2. Система методов медико-биологических исследований

Инструментальные средства медико-биологических исследований представляют собой совокупность приборов, аппаратов, систем, комплексов и приспособлений к ним, в которых реализуются физические и физико-химические методы исследования различных биологических объектов. Выполнение этих исследований позволяет получить диагностическую информацию о состоянии объекта в виде множества медико-биологических показателей (МБП) и записей физиологических процессов, на основании анализа которых строится диагностическое заключение. Таким образом, надежность и достоверность заключения в значительной степени зависят от выбора диагностического метода (или их совокупности). Однако не всегда исследователь волен в выборе метода исследования. Тем не менее, при оценке возможностей того или иного метода ему приходится руководствоваться несколькими соображениями, среди которых наиболее важными следует считать:

- высокую информативность медико-биологических показателей, получаемых с помощью выбранного метода, для оценки состояния объекта;

- простоту выполнения всех методических приемов по подготовке объекта исследования и технического средства к эксперименту;

- простоту и доступность технических средств для выполнения исследования по данному методу;

- наличие алгоритмов расчета медико-биологических показателей по данным эксперимента и простоту медико-биологической интерпретации результатов исследований;

- возможность сочетания данного метода с другими.

К сожалению, в медико-биологической практике отсутствует универсальный метод, позволяющий предоставить полный объем требуемой диагностической информации для всех случаев формирования диагностических заключений. Даже в простых ситуациях требуется одновременное использование нескольких методов диагностики, проведение комплексных исследований. В то же время не все методы хорошо согласуются друг с другом и могут быть реализованы одновременно. Кроме того, часто применение наиболее диагностически эффективных методов сопряжено с методическими

приемами, из-за которых возникают технологические ограничения, не позволяющие их использовать в реальных условиях эксперимента, либо их применение экономически не оправдано - связано с высокими затратами средств и труда обслуживающего персонала. Получаемая при этом информация может отставать от момента времени, когда она необходима для принятия решений о лечебных мероприятиях. Приходится искать компромиссное решение, использовать может быть и менее эффективные методы, которые в совокупности позволяют получить необходимую информацию за более короткий срок обследования.

Выбор оптимального набора методов для каждой задачи упрощается, если весь комплекс методов медико-биологических исследований представить в виде "единой системы, между элементами которой существуют специфические формы взаимодействия" [2]. Как любая другая система, эта система является развивающейся, характеризуется присущими только ей системными свойствами, структурой и целевыми функциями.

Со спецификой системы методов медико-биологических исследований можно ознакомиться в [2]. Здесь же отметим, что для биологических и медицинских исследований характерно разнообразие физических и физико-химических принципов, на которых основаны эти методы. Любое достижение науки и техники так или иначе находит применение для исследования биологических объектов, дает основания для предложения новых, ранее не используемых методов. Поэтому количество элементов в системе методов медико-биологических исследований постоянно растет, изменяются взаимоотношения между элементами системы. Продолжается поиск новых методических возможностей для анализа свойств биологических объектов разной сложности. К этой работе привлечены биологи, физики, химики, математики, инженеры. Однако, несмотря на это, проблема методического обеспечения медико-биологических исследований еще далека от окончательного решения. Основным фактором, являющимся препятствием к изучению биологических объектов, является его сложность как объекта исследования, о которых говорилось выше.

Несмотря на происходящие в системе методов медико-биологических исследований изменения, традиционные методы исследования биологических объектов не исчезают совсем, хотя их роль и значение изменяются (например, методы пальпации, перкуссии, аускультации и др.). За счет улучшений технологии выполнения экспериментов, а также технической и технологической базы производства технических средств совершенствуются методы, хорошо зарекомендовавшие себя на практике. Они становятся широкодоступными и обеспечиваются техническими средствами в первую

очередь. К таким методам следует отнести методы электрофизиологических исследований и фотометрические методы исследований.

1.3. Электрофизиологические и фотометрические методы

Электрофизиологические и фотометрические методы медико-биологических исследований относятся к наиболее популярным, широко распространенным на практике. Более 60% выпуска медицинской электронной техники составляют приборы и системы, с помощью которых реализуются методы этих двух групп. Такое положение объясняется широкими диагностическими возможностями электрофизиологических и фотометрических методов, простотой и доступностью технических средств, используемых для выполнения исследований с их помощью [5,6].

Предмет изучения в классической электрофизиологии составляют исследования биоэлектрической активности органов и систем живого организма. Рождение электрофизиологии связывают с исследованиями Л. Гальвани, открывшего в 1791 г., так называемое, животное электричество. Однако, дальнейшие интенсивные исследования в области изучения биоэлектрических процессов в организмах стали возможными только после разработки соответствующего методического и технического обеспечения, включающего методики подготовки объекта к исследованиям и определения точек поверхности организма, с которых снимаются потенциалы, устройства съема биопотенциалов, усилительные и регистрирующие приборы и т.п.

В настоящее время биоэлектрический потенциал трактуется как показатель биоэлектрической активности, определяемый разностью электрических потенциалов между двумя точками живой ткани. В классических вариантах электрофизиологических исследований диагностическую информацию получают путем анализа биоэлектрических сигналов, снимаемых с различных участков под кожным покровом или с поверхности кожи. Прежде всего речь идет об электрической активности сердца, электрическом поле головного мозга, электрических потенциалах скелетных, глазодвигательных и сосудодвигательных мышц и так называемых кожно-гальванических реакциях. Именно эти важнейшие электрофизиологические процессы требуют самого пристального изучения и создания электронной аппаратуры для их анализа. Особую актуальность приобретает разработка аппаратуры для измерения и обработки электрокардиосигнала, который является основным показателем для профилактического и лечебного контроля за сосудисто-сердечными заболеваниями. При исследованиях нарушений мозгового кровообращения, связанных с черепно-мозговыми травмами, переутомлением, психическими

расстройствами и другими факторами большое значение приобретает регистрация и анализ электроэнцефалографических сигналов, характеризующих биоэлектрическую активность различных участков головного мозга. Для исследований функций зрения, способности человека выполнять профессиональные обязанности, связанные с большой нагрузкой на зрительный анализатор, выявления заболеваний глаз и нарушений зрительно-моторных функций важное место занимают методы исследования биопотенциалов глазодвигательных мышц. Работа скелетно-мышечного аппарата человека определяет его осанку, способности выполнения двигательных функций, возможность подключения при необходимости биоуправляемого протеза и многие другие важные функции, поэтому так высока роль электромиографических исследований. Следует также подчеркнуть роль изучения кожно-гальванических реакций как показателя эмоционального состояния человека.

В клинической практике накоплен большой экспериментальный материал о распространении электрического тока различной частоты по биологическим тканям и средам, который позволяет установить взаимоотношения электрических величин с различными медико-биологическими показателями жизнедеятельности организма. Эти отношения используются при разработке методов исследования электрических параметров биообъектов и оценки через них соответствующих медико-биологических показателей.

Электрическое сопротивление между какими-либо участками тела представляет собой комплексную величину - импеданс. Абсолютные значения импеданса не являются стабильными, зависят от многих факторов, поэтому они не могут рассматриваться как константы живой ткани. Интерес представляют относительные изменения значений импеданса, причем доказано, что одним из главных факторов, определяющих электропроводность живой ткани, является степень ее кровенаполнения. Следовательно, изменения электропроводности исследуемого участка объекта вызываются в основном сдвигами в кровенаполнении его сосудов, т.е. позволяют судить об изменениях объема этого участка, его функционального состояния и структуры, о действиях внешних раздражителей на организм в целом и т.п. При изучении изменений электрических свойств биологических тканей различных органов и функциональных систем хорошо проявляются различные физиологические реакции организма на различные воздействия. Регистрируя изменения электрического импеданса тканей, отдельно активной и реактивной составляющих, диэлектрической проницаемости биотканей можно судить о процессах центрального и периферического кровообращения, измерять такие

параметры как частота сердечных сокращений, давление крови, скорость кровотока, скорость пульсовой волны и другие, оценить окислительно-восстановительные процессы и изменения тканей, связанные с появлением новообразований.

Среди методов, основанных на измерении импеданса биологических тканей, выделим методы интегральной и сегментной реографии, метод импедансной электроплетизмографии, методы электродермографии (метод диагностики кожных заболеваний путем регистрации электрического сопротивления кожи).

Известен еще один класс методов, основанный на регистрации изменений электрических параметров и связанных с исследованиями физиологических функций организма - методы электроемкостной регистрации. С помощью этих методов регистрируется характерный электрический параметр системы - емкость конденсатора, образованного двумя электродами, которые связаны с биологическим объектом. Изменения величины этой емкости отражает изменения физиологических процессов в организме. Нетрудно установить соотношения, позволяющие определить соответствующие медико-биологические показатели (частоту сердечных сокращений и дыхания, кровенаполнение органов и т.п.) с изменениями указанной емкости.

Как при изучении биопотенциалов, генерируемых органами и системами организма, так и для исследования электрических параметров, связанных с физиологическими процессами в живых тканях используются самые простые устройства съема информации - электроды-пластины из токопроводящего материала, обеспечивающие непосредственную связь биологического объекта с прибором. Отсутствие сложных измерительных преобразователей, регистрация электрического сигнала, простота подготовки объекта и электродов к эксперименту и широкие диагностические возможности - вот основные достоинства этой группы методов, которые определим как электрофизиологические в широком смысле слова, выделив тем самым в отдельный подкласс методы для регистрации биопотенциалов - электрофизиологические методы в узком (общепринятом) смысле.

Не менее важное значение имеют для физиологических исследований и фотометрические методы исследований. Практически невозможно найти области и направления в науке и технике, в которых не нашли бы применения фотометрические методы. Здесь привлекают простота методик применения, высокая точность и воспроизводимость измерений, быстрое действие и надежность получаемых результатов.

В соответствии с общепризнанными представлениями к фотометрическим методам исследования относят методы, в которых оценка

оптических свойств объектов осуществляется путем регистрации эффектов взаимодействия этих объектов с электромагнитным излучением оптического диапазона - ультрафиолетового (с длиной волны от 1 до 400 нм), видимого (от 400 до 760 нм) и инфракрасного (от 760 нм до 1 мм) спектров. Измерительные эффекты связаны с различными физико-химическими явлениями, происходящими в исследуемой среде и приводящими к изменениям параметров излучений (интенсивности, спектрального состава, коэффициентов отражения, поляризации и др.), после взаимодействия с исследуемыми объектами. Совокупность технических средств, необходимых и достаточных для проведения требуемого измерительного эксперимента, объединяется в фотометрический прибор (фотометр) или систему.

Широкое поле для применения нашли фотометры в клинической и поликлинической практике при профилактике заболеваний и диагностике, контроле ряда важнейших функций организма человека (анализ работы системы центрального и периферического кровообращения, дыхания, газового состава крови и т.п.). Измерение параметров кровообращения (величина и частота объемного пульса, давление крови и др.) и характеристик микроциркуляции крови, определение концентрации связанного углекислого газа и степени насыщения крови кислородом, оценка сосудистых реакций в обменных процессах - далеко не полный перечень задач, при решении которых эффективны фотометры. При этом несомненным достоинством фотометрических методов является возможность проведения исследований неконтактным способом, что важно при определении медико-биологических показателей жизнедеятельности без нарушения целостности организма человека. С их помощью легко решаются также задачи контроля за средой обитания человека, качеством продуктов питания, воды и других напитков.

Распространение этих методов объясняется также и тем, что они позволяют создавать как сложные системы для тончайшего анализа различных сред, так и простые, компактные и дешевые приборы, которые измеряют целый ряд важнейших медико-биологических показателей, характеризующих свойства, состав или концентрацию отдельных компонентов сложных биосубстратов и жидкостей.

Большой арсенал разработанных и выпускаемых серийно радиоэлектронной промышленностью различных элементов: излучателей лучистой энергии, оптических и оптико-механических устройств для направленного изменения характеристик излучений, фотоэлектрических преобразователей, микросхем для аналоговой и цифровой обработки сигналов, - делает проблему разработки фотометрических приборов и систем весьма перспективной.

В последующих главах рассмотрены физические основы проведения исследований с помощью электрофизиологических и фотометрических методов медико-биологических исследований.

ГЛАВА 2. ОБОБЩЕННЫЕ СТРУКТУРЫ ЭМА НА ПРИМЕРЕ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ И ФОТОМЕТРИЧЕСКОЙ АППАРАТУРЫ

2.1. Целевые функции электрофизиологической и фотометрической медицинской техники

При разработке обобщенной структурной схемы любого метода исследования, прибора, аппарата, информационно-измерительной или управляющей системы следует исходить из ее назначения — целевых функций. Четкое определение таких функций позволяет получить представление о том, какие преобразования с исходными данными — сигналами, поступающими от объекта исследования или управления, необходимо выполнить в соответствующем техническом средстве, чтобы удовлетворить заданным целевым функциям с требуемым качеством.

Физическая форма исходных сигналов определяется видом "порождающего" поля [2], т.е. того физического поля, с помощью которого осуществляется непосредственное взаимодействие с объектом исследования или управления. В качестве порождающих могут использоваться электрические, магнитные, электромагнитные, оптические, тепловые и другие виды энергии. В параметрах этих полей должна содержаться вся информация, которая связана с объектом исследования (управления). Однако основной формой представления информации в технических средствах является электрический сигнал, поэтому устройства сопряжения технических средств с объектами исследования (или управления) должны содержать специальные преобразователи либо параметров порождающих полей в электрический сигнал (для информационно-измерительных систем), либо электрических сигналов в параметры порождающих полей (для управляющих систем). Последнее преобразование характерно, например, для терапевтических аппаратов, которые предназначены для направленного управления состоянием организма человека путем воздействий на него физическими (т.е. порождающими) полями с заданными параметрами. Информация о параметрах воздействий как раз и передается с помощью электрических управляющих сигналов, в соответствии с которыми затем формируются воздействующие физические поля.

Содержательное значение параметров электрических сигналов, связанных с устройствами сопряжения и с объектами исследования, может быть разнообразным в зависимости от назначения технического средства. С этих позиций аппаратура физиологических исследований к которой относится электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника,

предназначена для получения диагностической информации о состоянии организма в целом или отдельных ее физиологических систем и органов. Для такой аппаратуры в качестве устройств сопряжения с биологическим объектом используются различные измерительные преобразователи, позволяющие преобразовать параметры порождающего поля в электрический сигнал. Порождающие поля несут информацию о физиологических процессах, связанных с различными проявлениями жизнедеятельности. Следовательно, эта же информация содержится и в параметрах электрических сигналов. Таким образом, последующий анализ параметров сигналов должен предоставить возможность получения этой информации в удобном для восприятия человека виде – графике, цифровом эквиваленте, изображении и т.д.

Для электрофизиологической аппаратуры такими устройствами сопряжения с биологическим объектом служат электроды, так как порождающим полем является электрическое поле, и остается только зафиксировать его интенсивность в виде электрического сигнала. В фотометрических системах для преобразования параметров оптического излучения в электрический сигнал используются более сложные устройства сопряжения – оптико-электрические измерительные преобразователи. При этом оптические свойства объекта исследования могут передаваться не одним, а несколькими одновременно регистрируемыми сигналами в зависимости от фотометрической сложности ОЭИП.

Однако процессом формирования электрических сигналов как эквивалентов параметров некоторого порождающего поля не заканчивается процедура получения диагностической информации. Необходима дальнейшая обработка сигналов с тем, чтобы содержащаяся в них информация стала доступной для пользователя при ее предъявлении на устройствах отображения. Такая обработка осуществляется в специальных электронных блоках, совокупность и последовательность включения которых определяет структуру специальных технических средств – средств обработки сигналов. Совокупность устройств сопряжения с биообъектом, обработки сигналов и отображения информации определяет полную структуру соответствующего технического средства диагностического назначения.

Алгоритм анализа сигналов, реализованный в устройстве обработки, выражается в виде некоторого оператора преобразований Q , отражающего последовательность различных операций над сигналами, выполнение которых гарантирует получение диагностической информации в заданном виде. При этом при проектировании соответствующего технического средства необходимо учитывать, что для разных методов физиологических исследований способы извлечения информации из электрического сигнала (а для некоторых

диагностических задач, не только относящихся к фотометрическим, информация может содержаться в нескольких одновременно регистрируемых сигналах), а также способы ее представления могут быть различными, что находит отражение в структуре устройств обработки.

Определим целевые функции рассматриваемых видов медицинской техники. Целевой функцией для электрофизиологической аппаратуры следует считать получение либо отображений процессов, проявляющихся в изменении электрических параметров – пассивных электрических свойств или уровней биопотенциалов, либо числовых значений некоторых электрических свойств биотканей, однозначно связанных с протекающими в биообъекте процессами. Условно эту функцию можно записать в виде следующей условной схемы:

$$\{ЭП\} \xrightarrow{Q_{\text{фн}}} \left\{ \begin{array}{c} \{П\}, \\ \updownarrow \in \\ \{ЭС\}, \end{array} \right\} \begin{array}{c} \{ФПЖ\} \\ \{МБП\} \end{array} \rightarrow \{ФП\}, \quad (2.1)$$

где $\{ФПЖ\}$ – физиологические процессы, характеризующие жизнедеятельность организма и связанные с работой сердца, мозга, мышц и других органов; $\{МБП\}$ – медико-биологические показатели, характеризующие эти процессы; $\{ФП\}$ – физические процессы и параметры порождающих физических полей, отражающие процессы жизнедеятельности; $\{ЭП\}$ – электрические проявления этих процессов (они составляют только часть всех возможных проявлений, поэтому стоит знак $\in$); $\{П\}$, – регистрируемые процессы (например, биопотенциалы, изменения электрического сопротивления во времени, изменения функциональной емкости и т.п.); $\{ЭС\}$, – числовые значения электрических свойств биотканей (амплитуда потенциала, значения сопротивления, диэлектрической проницаемости и др.); $Q_{\text{фн}}$ – оператор преобразования для электрофизиологического прибора; символ "э" отражает то, что эта информация представляется в форме электрических сигналов, а значок " $\updownarrow$ " – взаимосвязь между разными множествами.

Естественно, что электрические проявления жизнедеятельности отражают процессы только в одном из возможных порождающих полей, поэтому они не могут быть единственными для оценки состояния организма. В то же время, как показано в части 1, электрофизиологические методы позволяют получать надежные результаты и в ряде случаев являются незаменимыми.

Структура технических средств обработки сигналов для электрофизиологического прибора определяется оператором преобразования

$Q_{фм}$. При разработке обобщенной структуры необходимо учитывать, что в общем случае этот оператор может включать несколько этапов преобразования, среди которых:

- отведение биопотенциалов с помощью электродов;
- предварительное усиление полезного сигнала, подавление помех;
- фильтрация электрических сигналов с целью повышения помехозащищенности средств съема сигналов;
- первичная обработка сигналов для дальнейшего отображения процессов на графических регистраторах или измерения (оценки) величины параметров;
- вторичная обработка (например, определение спектральных составляющих) с целью обобщения результатов исследований и их интерпретации;
- отображение полученных результатов с помощью графических регистраторов или цифровых индикаторов.

Аналогично можно сформулировать целевую функцию и выявить основные этапы преобразования сигналов для фотометрического прибора.

При использовании фотометрических методов физиологические процессы и медико-биологические показатели оцениваются посредством регистрации и измерения параметров потоков электромагнитных излучений оптического диапазона спектра после их взаимодействия с объектом исследования. Параметры потоков преобразуются в электрический сигнал с помощью фотоэлектрических преобразователей, содержащих чувствительные к лучистому потоку элементы. Однако результат измерений зависит не только от характеристик этих элементов, но определяется интенсивностью и спектральным составом исходного излучения от источника, параметрами оптического тракта, геометрией потока излучения и другими факторами. Поэтому специфическим для фотометрических приборов следует считать оптико-электрические измерительные преобразователи, в состав которых должен включаться и объект исследования. ОЭИП формирует первичные измерительные сигналы, обработка которых позволяет получить оценки исследуемых оптических свойств в виде фотометрических параметров или медицинских показателей.

Таким образом, целевую функцию медицинского фотометра можно определить как преобразование оптических свойств объекта в совокупность эквивалентных выходных параметров, представляемых в форме электрических сигналов, что отражает следующая запись:

$$\begin{Bmatrix} \{\PhiПЖ\} \\ \{\mathcal{M}П\} \end{Bmatrix} \rightarrow \{\PhiП\}; \{\mathcal{O}С\} \xrightarrow{Q_{фм}} \begin{Bmatrix} \{\mathcal{F}МП\} \\ \updownarrow \\ \{\mathcal{M}П\} \end{Bmatrix}, \quad (2.2)$$

где введены новые обозначения: $\{\mathcal{O}С\}$ – множество оптических свойств, характеризующих жизнедеятельность биологического объекта; $\{\mathcal{F}МП\}$ – множество фотометрических параметров, описывающих эти свойства; $\{\mathcal{M}П\}$ – множество медицинских показателей, которые определяются через фотометрические параметры; $Q_{фм}$ – оператор преобразования фотометра, э – электрическая форма представления параметров и показателей.

Структура измерительной части фотометрической системы определяется оператором преобразования $Q_{фм}$. Однако выделять эту часть отдельно в виде самостоятельного узла нецелесообразно, так как известны такие структуры ОЭИП, которые позволяют на выходе блока ФЭП получать электрические сигналы, параметры которых пропорциональны фотометрическим параметрам объекта исследования [6]. Таким образом, при разработке обобщенной структуры фотометра необходимо учитывать все этапы преобразования – от формирования исходного потока лучистой энергии до получения оценки фотометрического параметра. К этим этапам относятся:

- формирование исходного потока излучения источника;
- воздействие исходного потока на объект;
- преобразование оптических свойств объекта в параметры нового потока излучения, поступающего от объекта исследования – потока объекта;
- преобразование параметров потока объекта в электрические сигналы;
- определение фотометрических параметров потока объекта;
- расчет (при необходимости) медицинских показателей по фотометрическим параметрам;
- отображение выходных параметров или показателей. Полученные определения целевых функций позволяют построить обобщенные схемы соответствующих технических средств, необходимых для выполнения данных видов исследований.

2.2. Обобщенные схемы электрофизиологических и фотометрических исследований

Анализ различных методов выполнения электрофизиологических (в широком смысле) и фотометрических исследований показывает, что, несмотря на их разнообразие по методическим приемам подготовки объекта,

анализируемым процессам, характеристикам регистрируемых сигналов и другим факторам, технические средства, необходимые для их выполнения, с точки зрения разработчика соответствующей электронной аппаратуры могут рассматриваться с общих позиций проектирования. Для выявления этих позиций целесообразно рассмотреть обобщенные схемы проведения соответствующих экспериментов.

2.2.1. Электрофизиологические исследования

Как следует из анализа методов электрофизиологических исследований, для любого из них характерной является некоторая "система отведений" (СО). Она позволяет подключить биологический объект к техническому средству через систему электродов (СЭ), привязанную, как правило, к определенным анатомическим точкам на теле человека и используемую для получения электрических сигналов $\{U_i\}$, несущих информацию об исследуемых процессах в биологическом объекте (БО) (рисунок 2.1).

При этом способ получения информативного сигнала для разных групп электрофизиологических методов различен; различна и роль электродов в этом процессе. Так при регистрации биопотенциалов электроды накладываются на точки тела, где электрическая активность максимальна или имеет особенности, регистрация которых позволяет осуществлять диагностику, поэтому они как бы "снимают" сигнал с биологического объекта, т.е. являются измерительными (некоторые из них могут быть индифферентными). При импедансных и емкостных исследованиях с помощью измерительных электродов исследуемый участок тела включается в электрическую схему. Но при этих исследованиях электроды могут использоваться и в качестве подводящих внешнее поле к биологическому объекту - токовые электроды.

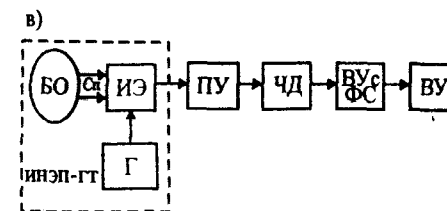
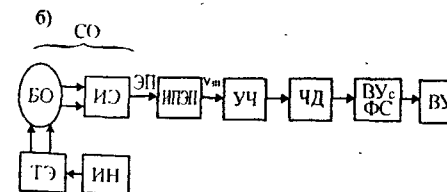
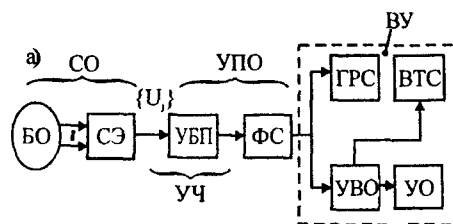


Рисунок 2.1. Обобщенные схемы электрофизиологических экспериментов.

При регистрации биопотенциалов измерительные электроды подключаются к устройствам первичной обработки (УПО), содержащим усиленную часть (УЧ) электрофизиологического прибора или комплекса, основные проблемы проектирования которой связаны с разработкой так называемых усилителей биопотенциалов (УБП). Схемотехническое решение этого узла зависит от характеристик регистрируемого сигнала, места наложения электрода и его взаимодействия с другими электродами "отведения". Именно в обеспечении необходимого контакта биологического объекта с электродом, который является входным элементом усилителя, связаны многие технические проблемы проектирования входных цепей усилительных узлов этого вида медицинской аппаратуры. Например, для регистрации биопотенциалов сердца (электрокардиография) характерно использование дифференциальных каскадов усиления с большим входным сопротивлением, во многих случаях целесообразна гальваническая развязка в усилительной части, есть специфические требования к полосе частот, помехоустойчивости и т.п. Достижение высокого входного сопротивления и высокой помехоустойчивости УБП является основным требованием к усилительным узлам и для других методов регистрации биопотенциалов (электроэнцефалографии, электромиографии, электроокулографии и т.д.) (рисунок 2.1.а).

Аналогичная задача ставится перед усилительными узлами устройств первичной обработки, предназначенных для обеспечения импедансных методов исследования (рисунок 2.1.б). В ряде случаев для этой группы технических средств между измерительными электродами (ИЭ) и усилительным узлом дополнительно включаются измерительные преобразователи электрического параметра (ИПЭП), осуществляющие преобразование некоторого электрического параметра (ЭП) объекта исследования, связанного с происходящими в нем физиологическими процессами (например, активного сопротивления, полного электрического сопротивления, электрического заряда, диэлектрической проницаемости и т.п.) в параметры электрического сигнала $U_{эл}$ (чаще всего в амплитуду сигнала), который подвергается дальнейшей обработке. Тип преобразователя определяется техническими приемами реализации соответствующего метода; варианты таких преобразователей будут рассмотрены далее. И для этих методов требования высокого входного сопротивления и высокой помехоустойчивости усилительных узлов остаются главными. За усилительной частью часто следует частотный детектор (ЧД), позволяющий выделить огибающую, в параметрах которой и содержится диагностическая информация. Для регистрации или анализа параметров огибающей последней тоже необходимо усилить с помощью вторичного усилителя сигнала (ВУ). Другая пара электродов – токовые электроды (ТЭ) – подключается к источнику электрического напряжения (ИН) заданного частотного диапазона; для них нет необходимости в специальных электронных узлах, обеспечивающих их соединение с ИН.

Для группы методов электроемкостной регистрации электроды сами образуют преобразователь (рисунок 2.1.в) – измерительный преобразователь электрического параметра генераторного типа (ИПЭП-ГТ). Измерительные электроды в таком преобразователе используются как обкладки конденсатора $C_{пк}$, включенного в колебательный контур (КК), который входит в генератор (Г) высокочастотного сигнала. Но и в этом случае сигнал с колебательного контура $U_{кк}$ должен быть усилен до соответствующего уровня с помощью полосовых усилителей (ПУ), имеющих заданную полосу пропускания для обеспечения высокой помехоустойчивости. Затем в структуру прибора обычно включается частотный детектор (ЧД), после чего снова подключается усилитель – вторичный усилитель сигнала (ВУС).

Важной составляющей рассмотренных усилительных узлов являются узлы фильтрации сигналов (ФС), которые позволяют поднять отношение сигнал/шум и тем самым повысить помехоустойчивость систем съема сигналов.

Дальнейшая структура технических средств электрофизиологических исследований – выходные устройства (ВУ) – может быть весьма разнообразной

в зависимости от назначения проектируемого средства. Она может включать графический регистратор сигналов (ГРС) на какой-либо носителе информации (бумага, пленка и др.), устройства выделения (или вычисления) требуемого информативного параметра (устройства вторичной обработки УВО) с последующим отображением результата измерения на устройствах отображения (УО), интерфейс для связи с какими-либо внешними техническими средствами (ВТС) (накопители информации, компьютеры и др.) и т.п. Алгоритмы, по которым работают разные ВУ, определяются формой исходных сигналов и типом регистрируемых параметров.

2.2.2. Фотометрические исследования

В отличие от электрофизиологических исследований для проведения фотометрических измерений в соответствии с целевой функцией (1.2) в структуру соответствующих технических средств необходимо включать узлы, обеспечивающие формирование внешних по отношению к объекту потоков лучистой энергии $\{\lambda\}_i$, заданной интенсивности, спектрального состава, геометрии, поляризации и т.п. (рисунок 2.2).

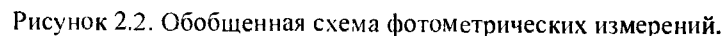
Потоки $\{\lambda\}_i$ формируются с помощью ряда узлов – источника излучения (ИИ), задающего интенсивность потоков, и оптических систем (ОС) (оптических фильтров, зеркал, диафрагм и т.п.), определяющих спектральный состав, геометрию и направленность каждого потока. Параметрами источника излучения управляет схема управления (СУ), которая поддерживает стабильными энергетические характеристики всех потоков. Эти потоки подводятся к объекту через внешнюю среду (ВС) распространения излучения, поэтому важно учитывать параметры этой среды, а также наличие в ней неконтролируемых внешних источников лучистой энергии. После взаимодействия потоков $\{\lambda\}_i$ с объектом формируются новые потоки излучения $\{\lambda\}'_i$, параметры которых уже несут информацию об оптических свойствах этого объекта. Потоки $\{\lambda\}'_i$ преобразуются в электрические сигналы $\{U\}_i$ в блоке фотоэлектрических преобразователей (БФЭП), включающим один или несколько (по числу потоков) преобразователей. Оптическая система ОС2 позволяет направить потоки излучения $\{\lambda\}'_i$ на чувствительные элементы ФЭП, а также скорректировать отличия в спектральных характеристиках чувствительности разных ФЭП от расчетных. Далее в обобщенную структуру включены блоки первичной обработки сигналов $\{U\}_i$, предназначенные для усиления и фильтрации сигналов (УС и ФС) и расчета (УПО) фотометрических параметров (ФМП) или медицинских показателей (МП). Дальнейшая структура фотометрических систем (внешние устройства ВУ) ничем не отличается от

ГЛАВА 3. СЪЕМ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

В электрофизиологических исследованиях основное внимание уделяется изучению электрических явлений в живом организме, которые проявляются в изменении как пассивных электрических свойств биологических тканей, органов и систем - импеданса, проводимости, емкости, диэлектрической проницаемости, так и активных - величин и параметров биоэлектрических потенциалов, связанных с процессами жизнедеятельности. Пассивные электрические свойства отражают изменения в проводимости биотканей за счет изменения кровенаполнения, состава и концентрации веществ в них. Биоэлектрические потенциалы, возникающие в живых клетках, органах и тканях человека и животных, - биопотенциалы - отражают тонкие физиологические процессы переноса электрических зарядов, связанные с клеточным метаболизмом. Таким образом, любые функциональные и патологические изменения в исследуемых системах и органах сказываются на параметрах электрических сигналов, которые являются результатом электрофизиологических исследований.

Подключение биологического объекта к внешней электрической цепи осуществляется с помощью электродных систем, которые содержат в зависимости от метода исследования от двух и более электродов. В Государственном стандарте электрод определяется как устройство, имеющее токоъемную поверхность, контактирующую с биологическим объектом и выходные элементы [7]. Токосъемная поверхность электрода - это часть его поверхности, непосредственно или через приэлектродное контактное вещество контактирующая с биологическим объектом и обеспечивающая соединение биообъекта с внешней электрической цепью для оценки электрических свойств объекта или съема биоэлектрического потенциала.

Параметры электрических сигналов при измерении электрического сопротивления биотканей во многом определяются процессами, происходящими на границе биотканей с электродами, и будут рассмотрены ниже. Отметим здесь только, что общее сопротивление электрическому току для биологических тканей носит комплексный характер, а изменения физиологических процессов вызывают изменения в величинах проводимости, активной и реактивной составляющих общего сопротивления биотканей.



Структуры реальных технических систем для электрофизиологических и фотометрических исследований могут отличаться от приведенных; некоторые блоки могут отсутствовать, а другие представлять собой весьма сложные устройства. Однако в их структурах практически всегда содержатся измерительный преобразователь (УБП, ИПЭП или ОЭИП), который обеспечивает сопряжение технических средств с биологическим объектом, устройство первичной обработки электрических сигналов (УПО), устройство вторичной обработки (УВП) и интерфейс (И) для подключения к внешним по отношению к измерительным узлам системам. Все блоки, связанные с формированием первичных измерительных сигналов $\{U_i\}$ и их обработкой, являются специфическими для рассматриваемых методов исследований, а остальные узлы – общие с другими видами измерительной техники.

Более сложными для исследования и последующего анализа являются биоэлектрические процессы. Эти процессы сопутствуют деятельности любой функциональной системы или органа человека.

Природа биоэлектrogenеза была установлена лишь после появления теории электролитической диссоциации в растворах (Аррениус С.А., 1887). Так как живые ткани можно рассматривать как растворы электролитов, то электрогенез в них связывают с неравномерным распределением ионов.

Исследование механизмов возникновения биопотенциалов с позиций теории электролитической диссоциации позволило установить ряд факторов, объясняющих биоэлектrogenез в живых тканях.

1. Цитоплазма клеток существенно отличается по химическому составу от жидкости межклеточного пространства. Например, в цитоплазме нервных и мышечных клеток позвоночных животных концентрация ионов калия в 30-40 раз больше, а концентрация ионов натрия в 10 раз меньше, чем в межклеточной жидкости.

2. Разность ионных концентраций создает условия для выравнивания содержания ионов внутри и вне клетки. Этому процессу препятствует клеточная мембрана.

3. Мембранной системе активного транспорта ионов принадлежит важная роль в поддержании ионной асимметрии, а, следовательно, и ионного градиента между цитоплазмой и межклеточной жидкостью.

4. Мембранные процессы обуславливают избирательную проницаемость плазматических мембран для разных ионов. Вследствие этого диффузия катионов и анионов через клеточные мембраны протекает с неодинаковой скоростью, что при наличии градиентов концентрации служит непосредственной причиной возникновения мембранных потенциалов.

5. При рассмотрении живых тканей необходимо учитывать диффузию через клеточную мембрану ионов, концентрация которых вне и внутри клетки различна и которые способны проникать через мембрану. Диффузия ионов описывается уравнением Голдмана [5,8,9], которое используется для определения мембранного потенциала E :

$$E = \frac{RT}{Fn} \ln \frac{p_K[K_+] + p_{Na}[Na_+] + \dots + p_{A_1}[A_1]}{p_K[K_+] + p_{Na}[Na_+] + \dots + p_{A_1}[A_1]} \quad (3.1)$$

где R - универсальная газовая постоянная ($R = 8,316 \text{ Дж/(моль·К)}$);

T - абсолютная температура раствора;

F - число Фарадея ($F = 96500 \text{ Кл/моль}$);

n - валентность диффундирующих ионов;

p - проницаемость мембраны для каждого иона в определенных условиях (в покое или при возбуждении);

$[K_+]$, $[Na_+]$, $[A_1]$ - концентрация ионов калия, натрия и аниона соответственно вне клеток;

$[K_+]$, $[Na_+]$, $[A_1]$ - то же внутри клеток.

Это уравнение имеет хорошее термодинамическое обоснование, однако, оно является лишь приближенным описанием процессов. Получение более точных соотношений невозможно из-за недостатка данных, характеризующих механизм транспорта ионов через мембрану и их поведение в тканях.

Анализ уравнения (3.1) позволяет приближенно рассчитывать разность потенциалов между цитоплазмой и межклеточной средой в покое и при возбуждении для разных клеток. В первом случае такую разность потенциалов называют потенциалом покоя, во втором - потенциалом возбуждения (или действия).

Расчетные и экспериментальные данные свидетельствуют, что все клетки организма в условиях покоя характеризуются определенной степенью поляризации. Клеточная мембрана всегда заряжена, при этом ее внутренняя поверхность отрицательна относительно межклеточной среды. Эта разность потенциалов для разных клеток различна, но всегда составляет десятки милливольт. Потенциал покоя создается за счет более быстрой диффузии через клеточную мембрану катионов калия по сравнению с диффузией анионов органических полимеров, содержащихся в цитоплазме. Избирательная проницаемость мембраны обеспечивает возникновение ЭДС, которая препятствует полному выравниванию концентрации ионов между клеткой и средой.

Потенциал покоя характеризует возбудимость живых тканей, т.е. способность их изменять, свойства и состояния под действием раздражителя. Признаком возбуждения ткани является возникновение потенциала действия вследствие изменения ионной проницаемости клеточной мембраны. Для объяснения возникновения потенциала действия А.Ходжкин и А.Хаксли предложили гипотезу, согласно которой при возбуждении ткани на доли миллисекунды изменяется соотношение значений проницаемости клеточной мембраны для ионов калия и натрия:

$$p_K / p_{Na} = 1/30.$$

Такое изменение проницаемости приводит к ускорению диффузии через мембрану катионов натрия внутри клетки и изменению разности потенциалов между внутренней и внешней ее стенками. Возникает скачок потенциала - так

называемый натриевый потенциал или потенциал инверсии. Величина его различна для разных тканей, но всегда имеет положительный знак относительно потенциала покоя (достигает нескольких десятков мВ). В момент появления потенциала действия на мембране наблюдается инверсия поляризации - внутренняя поверхность заряжается положительно относительно межклеточной среды. Это состояние называется деполяризацией. Возврат к исходной поляризации называется реполяризацией. В промежутках между импульсами возбуждения (время реполяризации) системы активного транспорта ионов выводят из клеток избыток натрия, поступившего в момент возникновения потенциала действия, и "закачивают" в цитоплазму недостающий калий, восстанавливая ионный градиент.

Характерной особенностью потенциала действия является его способность распространяться вдоль клеточной мембраны из области локального возбуждения, вследствие чего происходит распространение возбуждения по ткани. Данный процесс представляет собой многократно повторяющуюся и охватывающую соседние участки мембраны ретрансляцию потенциала действия и движения электрического тока от возбужденных участков к невозбужденным.

Параметром, определяющим распространение волны возбуждения вдоль волокон, является скорость ее распространения, на которую существенно влияют емкость мембраны и сопротивление цитоплазмы волокна.

Быстрая передача импульсов возбуждения (нервных импульсов), приобретенная некоторыми животными в процессе эволюции, обеспечивается утолщением некоторых волокон вследствие слияния множества мелких в одно. Таким способом достигается снижение сопротивления цитоплазмы волокна [9]. Другой путь повышения скорости распространения возбуждения - уменьшение емкости мембран нервных волокон. Это привело к появлению миелинизированных волокон, которые кроме плазматической мембраны имеют особую оболочку из миелина. Емкость ее примерно в 200 раз меньше емкости оболочки обычного волокна. Диффузия ионов через миелиновую оболочку затруднена. Исключение составляют места истончения - перехваты Ранвье. Поэтому генерация потенциалов действия сосредоточена практически на перехватах Ранвье, а между ними волна возбуждения распространяется со скоростью распространения волны электромагнитного поля. Вследствие относительно большой протяженности участков волокон между соседними перехватами Ранвье ($L \sim (100-300)d$, где d - диаметр волокна; перехваты Ранвье занимают около 0,02% всей длины волокна) движение импульса возбуждения происходит скачкообразно, при этом скорость его распространения может достигать 140 м/с.

Особое место среди процессов передачи возбуждения в клеточных популяциях занимает синоптическая передача возбуждения между клетками. При тесном контакте между взаимодействующими клетками (если межклеточное расстояние не превышает 100-200 Å) возможно возникновение электрической синоптической передачи за счет локальных токов мембраны возбужденной клетки. При больших расстояниях между ними возбуждение распространяется при помощи химических посредников - органических химических веществ, синтезируемых в организме, - так называемых медиаторов.

Мембранные потенциалы, возбудимость клеточных структур и тканей могут изменяться под влиянием ничтожных изменений физических и биохимических факторов. Поэтому значения биопотенциалов являются очень тонким индикатором состояния клеток и клеточных структур, тканей различных органов.

3.2. Электрические процессы на участке кожно-электродного контакта

При проведении любых электрофизиологических исследований для съема электрического сигнала, отражающего изучаемые процессы, используются электроды. Так как от их метрологических и медико-технических характеристик прежде всего зависит достоверность диагностической информации, то это заставляет пользователей уделять большое внимание их конструкции, техническим параметрам и помехоустойчивости. Решение этих задач возможно лишь при глубоком понимании процессов, происходящих на участке кожно-электродного контакта.

При включении живой биоткани в электрическую цепь и пропускании через нее постоянного электрического тока сначала происходит скачок тока до величины $I_0 = V/R_0$, где V - величина прикладываемого напряжения от источника тока, R_0 - эквивалентное активное сопротивление цепи электрод-биообъект, а затем постепенное уменьшение этого тока до постоянной величины I_T (рисунок 3.1). Такой характер тока объясняется возникновением поляризационной емкости, появление которой связано с наличием встречной ЭДС - ЭДС поляризации, которая порождается биообъектом в ответ на протекание через него тока внешнего источника.

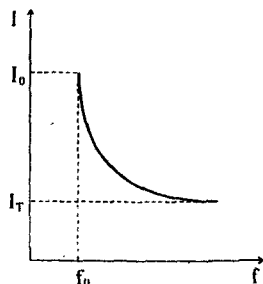


Рисунок 3.1. Переходный процесс в биотканях при пропускании через нее постоянного электрического тока.

Возникновение ЭДС поляризации связано со способностью живых клеток накапливать заряды при прохождении через них тока. На постоянном токе величина емкости поляризации может достигать больших величин от 0,1 до 10,0 мкФ/см². Суммарная величина емкости поляризации может быть вычислена исходя из начального и конечного значения силы тока:

$$C_p = \frac{\int_0^t I dt}{R(I_0 - I_T)} \quad (3.2)$$

где C_p - общая емкость поляризации,
 R - сопротивление,
 I - текущее значение тока,
 I_0 и I_T - начальное и конечное значение силы I тока, причем:

$$\int_0^t I dt = Q,$$

где Q - количество электричества, накапливаемое за время t .

В установившемся режиме величина тока в цепи с биологическим объектом определяется как:

$$I = \frac{V - \Phi_n(t)}{R} \quad (3.3)$$

где V - разность потенциалов,

Φ_n - ЭДС поляризации как функция во времени при заданном значении напряжения V .

Живая ткань как сложная и неоднородная биологическая система с динамически изменяющимися характеристиками, обусловленными многими факторами (например, кровенаполнением), для переменного тока представляет собой комплексное сопротивление (импеданс). Поскольку вещества из которых состоят ткани практически немагнитны, то самоиндукция в них не проявляется, поэтому в формировании комплексного сопротивления ткани Z участвуют активное R и емкостное $X_C = 1/j\omega C$ сопротивления:

$$Z = R + X_C.$$

Модуль комплексного сопротивления определяется выражением:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + (1/j\omega C)^2} \quad (3.4)$$

На переменном токе поляризационные явления ослабевают, но не исчезают и связаны они в основном с внутритканевой поляризацией и с поляризационными явлениями на границе электрод-ткань, которые при отмирании ткани исчезают. Анализ поляризационных процессов дополнительно усложняется в связи с тем, что емкость поляризации, а также и активная составляющая общего сопротивления биоткани будет зависеть еще и от частоты.

Пояснить причины возникновения поляризационных явлений можно следующим образом.

Электрические свойства контакта электрод-кожа определяются в основном поляризационными свойствами поверхностей раздела с разными типами и величиной проводимости - переходы: внутренние ткани тела - кожа, кожа - контактная жидкость (электролит) и электролит электрод (рисунок 3.2). Контактная жидкость вводится в промежуток между электродом и кожей для улучшения электрического контакта.



Рисунок 3.2. Контакт электрод-кожа.

С достаточной степенью точности жидкости, входящие в состав организма, можно рассматривать как электролиты, с которыми контактируют электроды. Так при контакте металлического электрода Me с раствором, в котором содержатся ионы металла электрода Me^+ на межфазной границе электрод - тканевая жидкость возникает скачок потенциала ϕ . В результате диффузии ионов M^+ в электролит на поверхности электрода произойдет накопление отрицательного заряда, и через некоторое время на границе электрод-раствор установится разность потенциалов, препятствующая дальнейшему переходу ионов M^+ в раствор. Образуется состояние динамического равновесия, при котором на электроде одновременно и с одной скоростью идут процессы перехода ионов M^+ из металла в раствор (анодный процесс) и из раствора в металл (катодный процесс). Установившееся значение разности потенциалов ϕ зависит от природы металла M^+ и активности катионов a^+ в растворе. Потенциал отдельного электрода ϕ определяется в соответствии с уравнением Нернста через его стандартный потенциал ϕ_0 и активность ионов a^+ , которые принимают участие в электродных процессах:

$$\phi = \phi_0 + \frac{RT}{nF} \ln a^+, \quad (3.5)$$

или

$$\phi = \phi_0 + \frac{Q}{n} \lg a^+, \quad (3.6)$$

где n - число электронов в реакции;

$Q = 2.3 RT/F$ - константа, остальные обозначения совпадают с обозначениями в (3.1).

Стандартный потенциал ϕ_0 металлического электрода - это ЭДС гальванического элемента, состоящего из искомого электрода и стандартного водородного электрода помещенных в электролит, где активность ионов металла равна 1. На практике вместо стандартного водородного электрода часто используют так называемые электроды сравнения, для которых точно известен потенциал относительно водородного электрода и которые имеют более простую технологию изготовления. В качестве таких электродов нашли применение каломельный, хингидронный и хлорсеребряный электроды [10, 11].

Равновесный (стандартный) потенциал электрода v_0 устанавливается в отсутствии электрического тока, и потому иногда он называется бесточным потенциалом. Его величина определяется природой контактирующих сред. В зависимости от материала электрода, свойств электролита, температуры, способа обработки кожи значение v_0 изменяется в пределах 0,1÷50 мВ. При прохождении тока через электрод этот потенциал смещается от своего равновесного состояния в положительную сторону, в случае анодного тока, и в отрицательную - в случае катодного тока. Величина сдвига потенциала:

$$v = v_0 - \phi_r,$$

где ϕ_r - потенциал электрода при прохождении тока.

Величина v определяет напряжение поляризации и зависит от величины протекающего тока и электрохимических свойств электродов. В обычных условиях абсолютная величина поляризации тем больше, чем больше плотность тока. Типичная кривая поляризации $v=f(j)$, где j - плотность тока, приведена на рисунке 3.3. Она носит нелинейный характер, но при малых плотностях тока до $(10\div15 \text{ мкА/см}^2)$ можно выделить линейный начальный участок. Легко убедиться, что даже при максимальных амплитудах регистрируемых биоэлектрических сигналов, минимальных площадях электродов и входных сопротивлениях усилителей плотность тока меньше предельной - $j_{\text{доп}}$, поэтому импеданс этого участка можно считать линейным. На рисунке 3.3 указано также значение равновесного потенциала v_0 .

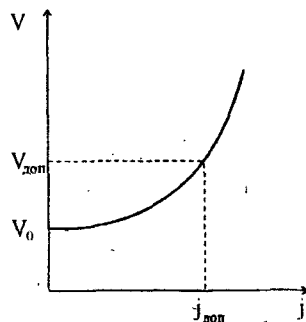


Рисунок 3.3. Кривая поляризации $v=f(j)$.

Аналогичные процессы происходят на контакте кожа-электрод и при других типах электродов.

Наличие напряжения поляризации усложняет задачу усиления биоэлектрических сигналов, так как вместе с полезным сигналом усилятся и потенциал, образуемый электродными реакциями. Поляризация электродов крайне нежелательна, так как она может сильно исказить форму регистрируемого сигнала. Кроме того, она должна оставаться постоянной при регистрации, поэтому для некоторых типов электродов необходимо применять специальные меры по стабилизации значения V_0 . Разрабатываются и неполяризующиеся электроды.

3.3. Методы измерения импеданса биотканей

Методы измерения импеданса биотканей могут быть эффективными в двух направлениях использования [11]:

- при изучении физических свойств, состава и структуры тканей;
- при изучении изменений, связанных с физиологическими процессами в организме.

Второе направление как раз характеризует возможности этих методов для физиологических исследований, связанных с регистрацией процессов и медико-биологических показателей, которые отражают состояние организма. При выполнении электрофизиологических исследований этого типа необходимо учитывать ряд особенностей, связанных с измерением электрических параметров биотканей, и, в частности, то, что:

- электрическое сопротивление биотканей на переменном токе меньше, чем на постоянном; оно тем меньше, чем больше частота тока;

- при использовании мостовых схем измерения необходимо использовать средства компенсации активной и реактивной составляющих импеданса;

- составляющие импеданса биоткани можно считать постоянными только при плотностях тока не превышающих 10 мкА/см^2 , при больших величинах тока биоткань ведет себя как нелинейный проводник тока;

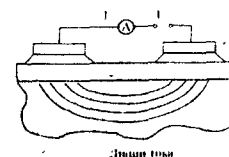
- при ограничении плотности тока принимается, что при постоянном значении импеданса физиологическое состояние не изменяется, а изменение импеданса связано с изменениями физиологического состояния.

Последнее заключение содержит неточность, так как импеданс зависит не только от физиологического состояния, но и от многих факторов, сопровождающих процесс исследования: параметров внешней среды, качества электродов и контактной жидкости и т.п.

Для измерения импеданса биоткани ее необходимо подключить к источнику внешнего электрического тока. Подключение осуществляется с помощью электродов, устанавливаемых на заранее выбранных участках поверхности тела. В зависимости от метода измерения количество одновременно используемых электродов, а, следовательно, и схема измерений, могут изменяться. Известно несколько схем подключения биоткани к источнику тока.

Наиболее простой способ измерения сопротивления обеспечивает двухэлектродная схема подключения биообъекта (рисунок 3.4.а). Для улучшения электрического контакта между поверхностью кожи (К) и электродами ($\mathcal{E}_1$ и $\mathcal{E}_2$) наносится контактная жидкость (КЖ) либо с помощью специальных прокладок, пропитанных физиологическим раствором, либо введением токопроводящих паст. Находят применение и сухие электроды.

а)



б)

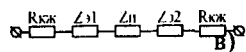
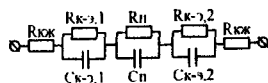


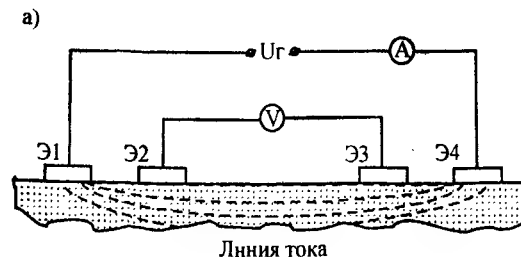
Рисунок 3.4. Эквивалентная схема двухэлектродного подключения металлических электродов.

Электрическая эквивалентная схема двухэлектродного подключения (при использовании металлических электродов, для которых $R_{\text{э}}=0$) приведена на рисунке 3.4.б. Здесь $R_{\text{к-э}}$ и $C_{\text{к-э}}$ - активное сопротивление и емкость контакта кожа-электрод, $R_{\text{п}}$ и $C_{\text{п}}$ - сопротивление и емкость подкожных тканей. $R_{\text{кк}}$ - сопротивление контактной жидкости под каждым электродом. Упростить ее можно введя обозначения импеданса Z соответствующих звеньев цепи (рисунок 3.4.в).

Постоянный ток для изучения электропроводности живых биотканей применяется в ограниченных масштабах из-за поляризационных эффектов и искажений электрического поля на участках контакта кожи с электродами. На переменном токе явления поляризации выражены слабее и зависят от частоты тока. Поляризационное сопротивление $R_{\text{п}}=k/\sqrt{\omega}$, где k - постоянный коэффициент, ω - частота; уже при частоте 1000 Гц оно мало. Поляризационная емкость также является функцией частоты: $C_{\text{п}}=1/(k\sqrt{\omega})$.

Двухэлектродное подключение биообъекта позволяет измерять импеданс среды, заключенной между электродами Э_1 и Э_2 ("электрод-электрод") и включающей участок биоткани; причем наибольший вклад в общий импеданс вносят импедансы переходов "кожа-электрод". Кожа, особенно ее верхний ороговевший слой - эпидермис, имеет высокое удельное сопротивление. Для уменьшения влияния этого слоя его удаляют путем механической (с помощью абразивных материалов) обработки. Измеренная величина импеданса позволяет судить о состоянии кожного покрова и протекающих в нем физиологических процессах, прежде всего связанных с кровообращением в коже. В то же время для диагностики кровоснабжения кожи важным является исследование физиологических процессов в подкожных тканях. Подкожные ткани условно считаются однородными, а их электрическое сопротивление существенно меньше сопротивления кожи, поэтому двухэлектродная схема не позволяет изучать эти процессы.

Измерение сопротивления подкожных тканей возможно при четырехэлектродном подключении биообъекта к измерительной схеме, которое позволяет реализовать так называемый тетраполярный метод измерения импеданса (рисунок 3.5.а). В этом варианте на исследуемый участок накладываются четыре электрода. Два из них служат для подведения тока и поэтому подключены к внешнему генератору высокочастотного напряжения G . Два других электрода являются измерительными - к ним подключается измерительный прибор V - вольтметр.



б)

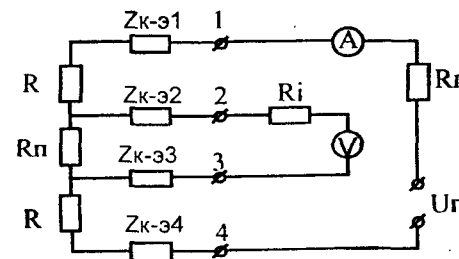


Рисунок 3.5. Эквивалентная схема тетраполярного включения.

Анализ эквивалентной схемы (рисунок 3.5.б) позволяет легко установить, что сопротивление участка между измерительными электродами:

$$R_{\text{п}} = (U_2 - U_1) / I_{\text{г}}, \quad (3.7)$$

где $U_2 - U_1$ - разность потенциалов на измерительных электродах.

Здесь учитывается, что внутреннее сопротивление вольтметра $R_v \gg Z_{k-2}$, $2 + Z_{k-3}$, где Z_{k-2} и Z_{k-3} - импедансы кожи под измерительными электродами. Сопротивление R_g служит для установки рабочего тока, исходя из допустимого значения плотности тока в биологической ткани. Импедансы Z_{k-1} и Z_{k-4} под рабочими электродами не влияют на результаты измерения сопротивления R_{ii} .

Рассмотренный вариант подключения биообъекта используется в различных случаях - при изучении интегральной реограммы тела или при исследовании кровообращения на локальных участках [12, 13]. Количество измерительных электродов может изменяться в зависимости от решаемой диагностической задачи. Известны методики изучения кровообращения в конечностях (например, в нижних), когда рабочие электроды устанавливаются на крайних участках конечности, а измерительные - через каждые 20 см в промежутке между рабочими. Таким образом, удастся более точно выделить участок с наличием нарушений кровообращения.

Развитие импедансометрических методов привело к разработке нового подхода к исследованию внутренней структуры биообъекта - методу импедансной томографии [14]. Несмотря на огромные преимущества этого метода биологической интроскопии (относительная простота выполнения исследований, безопасность для пациента и др.), практического применения в клиниках этот метод пока не получил ввиду ряда принципиальных недостатков, среди которых основным является низкая разрешающая способность. Исследования в этом направлении продолжаются.

Известна еще одна схема подключения биологического объекта к источнику напряжения при измерении импеданса - трехэлектродная (рисунок 3.6). Она используется в основном для оценки качества наложения электродов, так как позволяет измерить импеданс системы "кожа-электролит-электрод" под каждым электродом. Например, для подключения биоткани в соответствии со схемой на рисунке 3.6, а с помощью эквивалентной схемы (рисунок 3.6, б) легко определить, что $Z_{k-1} = U_1 / I_1$, где U_1 - напряжение, измеренное с помощью вольтметра V на участке, включающем электрод Э₁, при учете, что $R_{ii} \ll Z_{k-1}$ и $R_v \gg Z_{k-1}$. Практического применения для электрофизиологических исследований эта схема не имеет.

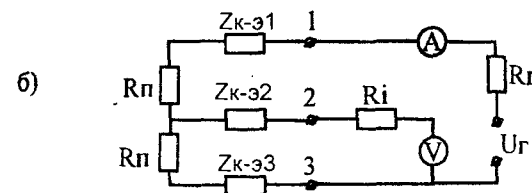
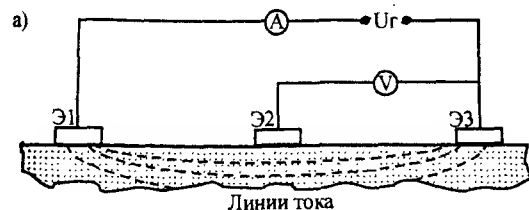
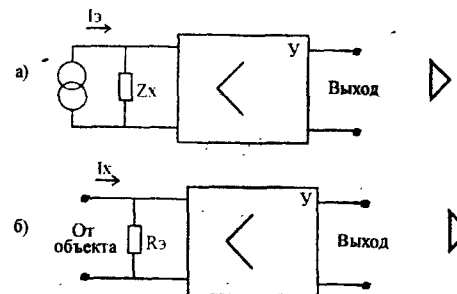


Рисунок 3.6. Эквивалентная схема трехэлектродного включения электродов.

Методы измерения импеданса наряду с такими достоинствами как простота и доступность, отсутствие влияния на исследуемые процессы и другие характеризуются и недостатками, с которыми приходится считаться при организации экспериментов и интерпретации результатов. К ним следует отнести необходимость гальванической развязки объекта с техническими средствами, ограничения подвижности за счет проводной связи, зависимость от многих неуправляемых или неконтролируемых факторов, индивидуальный разброс параметров.

Для измерения импеданса используются специальные измерительные преобразователи электрических параметров (ИПЭП), в которых реализуются потенциометрические или мостовые схемы измерений (рисунок 3.7).



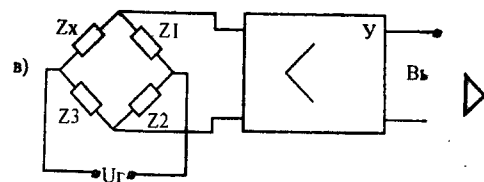


Рисунок 3.7. Схема включения измерительных преобразователей для измерения биоимпеданса.

Потенциометрические ИПЭП фактически представляют собой преобразователь типа "сопротивление - напряжение". В одном из вариантов ИПЭП используется источник эталонного тока I_e , который пропускается через исследуемый участок биотканни Z_x (рисунок 3.7.а). Напряжение с Z_x через усилитель напряжения U поступает на устройство первичной обработки (УПО) и далее в соответствии со структурной схемой технического средства, в состав которого включен ИПЭП. В другом варианте (рисунок 3.7.б) измерительный ток I_x , пропорциональный импедансу Z_x , протекает через эталонное сопротивление R_e , напряжение с которого через усилитель U поступает на УПО.

Выбор величины и частоты рабочего тока обуславливается несколькими факторами. Величина тока должна выбираться так, чтобы в процессе измерений не оказывать заметного влияния на функционирование биообъекта и не вызывать тепловых или болевых ощущений. Должна быть исключена возможность возникновения реакции на электрическое раздражение по типу кожно-гальванического рефлекса. При расчетах величины тока исходят из допустимого значения плотности тока:

$$j = I_e / S_{\text{эф}} = j_{\text{доп}} \leq 10 \text{ мкА/см}^2, \quad (3.8)$$

где $S_{\text{эф}}$ - эффективная площадь электрода, при этом под эффективной площадью электрода понимается площадь участка ткани, в контакте с которым находится электрод площадью S_e , с учетом растекания контактной жидкости по ткани.

Однако в ряде методик величину тока оговаривают специально [9, 12, 15]. Так, например, при измерении параметров сопротивлений БАТ рекомендуется работать с измерительным током 1-5 мкА; в методике Реодораку этот ток берут равным 200 мкА, а в некоторых методиках рекомендуется ограничивать измерительный ток десятком наноампер. При этом диапазон измеряемых сопротивлений лежит в пределах $0 \div 10^6 \text{ Ом}$. Для измерительного тока

синусоидальной формы раздражающее действие тока уменьшается пропорционально частоте, поэтому рекомендуется определять пороговое значение тока $i_{\text{п}}$ по следующему соотношению:

$$i_{\text{п}} = k \sqrt{f},$$

где $i_{\text{п}}$ - ток в мА,

f - частота в кГц,

k - коэффициент пропорциональности. $k = 0,1 \div 0,12$.

Исходя из этих требований рассчитывается величина напряжения на выходе генератора, используемого в качестве источника питания ИПЭП.

Потенциометрические ИПЭП надежны и просты в изготовлении, но обладают рядом недостатков, таких как невысокая помехоустойчивость к случайным флуктуациям импедансов в измерительной цепи, необходимость обеспечения высокой стабильности рабочего тока, исключения влияния усилителя на величину тока, и др. Мостовые ИПЭП более помехоустойчивы к паразитным модуляциям электрического сопротивления приэлектродной зоны. Они основаны на использовании уравновешенного моста (УМ) (рисунок 3.7.в), в одно из плеч которого включается сопротивление Z_x . Для лучшей балансировки в постоянные плечи моста включаются переменные конденсаторы. На одну диагональ моста подается напряжение U_i с генератора G , а с другой снимается выходной сигнал рассогласования ΔU_p , пропорциональный измеряемому импедансу (сопротивлению). Этот сигнал через усилитель поступает на УПО. Возможны другие варианты мостовых схем (см., например [16]).

Преобразователи этого типа позволяют регистрировать изменения сопротивления до величин 0,05-0,1 Ом при частотном спектре реограммы в пределах 0,3-30 Гц, а реоплетизмограммы - в диапазоне 0-5 Гц. Обычно рабочее напряжение устанавливается в диапазоне 0,1-1,0 В, но иногда его увеличивают. Например, в реографах фирм Schiffricor, Calicor, Alvar напряжения питания измерительных схем находятся в пределах 6-8 В, что обуславливает ток в измерительной цепи 5-10 мА.

Исходным пунктом количественного анализа записей изменений импеданса биотканей является соотношение, устанавливающее связь величины электрического сопротивления тела R с его геометрическими параметрами - длиной L и площадью поперечного сечения S : $R = \rho L / S$, где ρ - удельное сопротивление вещества, образующего проводник; при этом имеется в виду тело, сечение которого не изменяется вдоль его длины (цилиндр) [2, 12].

Умножая числитель и знаменатель на L , получим простое соотношение между объемом V и сопротивлением R проводника:

$$R = \rho L^2 / V, \quad (3.9)$$

Таким образом, если объем изменяется периодически, то точно так же будут изменяться во времени и электрическое сопротивление участка, причем в противофазе по отношению к изменениям объема. Циклические процессы в организме, связанные с деятельностью сердца, органов дыхания и т.д., с большой наглядностью демонстрируются на синхронных записях кривых изменения объема и сопротивления.

Следует иметь в виду, что R не является аддитивной величиной, так как тело заданного объема может иметь различные значения электрического сопротивления в зависимости от порядка, по которому оно образовано из отдельных своих частей. Кроме того, может изменяться величина ρ за счет изменения электрических свойств самого вещества объекта. Это особенно важно помнить при вычислении объема по измеренному сопротивлению. Обычно же реальные объекты исследования представляют собой сложные структуры тканей, и измеряются изменения объема исследуемых участков. Дифференцируя выражение (3.9) и переходя к конечным приращениям, получаем:

$$\Delta V = -\rho L^2 \Delta R / R^2, \quad (3.10)$$

причем длина участка и удельное сопротивление вещества предполагаются постоянными во времени.

Если предположить, что изменения объема обусловлено только притоком крови, то, измеряя промежуток времени Δt , в течение которого происходит изменение объема ΔV и сопротивления ΔR , можно получить соотношение для вычисления объемной скорости кровотока Q :

$$Q = \Delta V / \Delta t = -\rho L^2 \Delta R / R^2 \Delta t, \quad (3.11)$$

Строго говоря, это соотношение неточно. Изменение объема участка происходит не только за счет притока крови, но одновременно и за счет ее оттока (венозное кровообращение). Поэтому им можно пользоваться для таких участков сосудов и моментов времени, где инерционность дистального столба крови относительно велика и оттоком крови можно пренебречь. Если учесть,

что ρ также может зависеть от скорости движения крови, то последнее выражение примет вид:

$$Q = (-\rho L^2 / R) \cdot (dR / R dt - d\rho / \rho dt). \quad (3.12)$$

Из этого выражения ясно, что для выполнения измерений скорости кровотока необходимо знать не столько абсолютные изменения величины сопротивления (или удельного сопротивления), сколько их относительные значения.

В проблеме исследования пульсирующего тока крови в артериях входит вопрос об эластических свойствах стенки сосуда. Известно соотношение для пульсирующего движения крови в артериях:

$$\Delta r / r_0 = v_{cp} / C, \quad (3.13)$$

где Δr - радиальное расширение артерии;

v_{cp} - средняя линейная скорость кровотока;

r_0 - радиус сосуда в конце диастолы;

C - скорость распространения пульсовой волны.

Несложные преобразования выражения (3.12) позволяют получить соотношение для оценки скорости распространения пульсовой волны:

$$Q = \rho L C \Delta R / 2 R^2$$

а через нее - модуля упругости Юнга для материала стенки сосудов [2].

Учитывая, что биологическая ткань характеризуется импедансом, модуль которого равен и модуль импеданса равен:

$$Z = \sqrt{R^2 + X^2}; \quad R = \rho L / S; \quad C = \epsilon \epsilon_0 S / L, \quad (3.14)$$

где X - минимальная составляющая импеданса,

C - емкость вещества,

ϵ - диэлектрическая постоянная вещества,

ϵ_0 - диэлектрическая постоянная вакуума.

ω - круговая частота, получаем:

$$Z = \sqrt{\rho^2 + \frac{1}{\omega^2 \epsilon^2 \epsilon_0^2} \cdot \frac{L}{S}} \quad (3.15)$$

Поэтому основная формула для расчетов приобретает вид:

$$\Delta V = -\rho I^2 \Delta Z / Z^2, \quad (3.16)$$

где отрицательный знак в правой части уравнения показывает, что увеличение объема приводит к уменьшению полного электрического сопротивления.

Отметим наиболее существенные недостатки количественного анализа по данным измерения импеданса.

1. Невозможна точная количественная оценка параметров кровообращения, в частности величины кровенаполнения, в определенных участках сосудистой русла. Прежде всего это связано с необходимостью одновременной балансировки моста по разным шкалам настройки для R и C. Кроме того, оценка величины пульсового кровенаполнения в сосудистой зоне по амплитуде реографического сигнала не дает точных результатов, так как не наблюдается линейной зависимости между величиной кровенаполнения и амплитудой как при фоновых записях, так и при динамическом изменении кровенаполнения. То же самое можно сказать о взаимоотношении между параметрами формы реографического сигнала и характеристиками состояния сосудистой стенки, ее растяжимостью и эластичностью, упруго-вязкими свойствами и способностью к сопротивлению току крови. Параметры формы в своей совокупности дают достаточно надежное представление о состоянии сосудистой стенки, но не позволяют количественно выразить эти свойства или установить линейно выраженные истинные закономерности их динамических измерений.

2. На форму выходного сигнала влияет не только артериальное, но и венозное кровообращение. В обычных физиологических условиях определяющим в формировании сигнала является состояние артериального кровотока, так как артериальная кровь обладает наибольшей проводимостью из всех сред организма (за исключением ликвора). В патологических же условиях нарушаются обычные взаимоотношения между артериальным и венозным кровотоком и, в той или иной степени, возрастает роль каждого из них в общих

гемодинамических сдвигах. Однако раздельная регистрация артериального и венозного кровотока в общем случае невозможна.

3. При использовании импедансометрических методов значительные трудности возникают при оценке состояния гемодинамики для небольших участков сосудистой системы. Здесь возникают проблемы выбора размера электродов, расстояния между ними, контроля пути прохождения тока в биотканях.

Отмеченные недостатки ограничивают применение рассмотренной группы методов для количественных измерений. В то же время следует иметь в виду их широкие диагностические возможности для качественного анализа процессов кровообращения.

3.4. Электроемкостные методы физиологических исследований

Электроемкостные методы регистрации физиологических функций основаны на регистрации некоторого характерного электрического параметра системы, образованной исследуемым объектом и воспринимающим органом первичного измерительного преобразователя прибора. Этот параметр изменяется вследствие изменения того или иного физиологического фактора: регистрация параметра позволяет получить данные об исследуемом процессе.

Известно два варианта выполнения исследований [2]:

- диэлектрография, при которой объект исследования располагается между двумя пластинами конденсатора, служащего воспринимающим органом прибора;

- конденсаторная плетизмография, при реализации которой объект сам является одной из пластин конденсатора; при этом регистрируется изменение положения поверхности объекта (органа или организма) относительно неподвижного электрода.

Первый вариант позволяет регистрировать внутренние физиологические процессы, связанные с изменением электрических параметров биоткани (в частности, изменением диэлектрической постоянной ткани, например, за счет изменений кровотока). Второй вариант очень удобен для регистрации пульсовых колебаний, объемных изменений органов, двигательных актов и других процессов (особенно в тех случаях, когда контакт воспринимающего элемента с объектом не желателен или недопустим, как, например, при записи венозного пульса, движений и пульсаций глаза, перемещений внутренних органов и др.).

Для реализации первого варианта известно несколько схем связи объекта исследования и воспринимающего органа (рисунк 3.8). Общим принципом

построения этих схем является непрерывная регистрация изменений электрической емкости системы "исследуемый объект - воспринимающий орган". Эта емкость определена как "функциональная емкость":

$$C_{\phi} = \epsilon_0 \epsilon_{\text{ср}} S/L, \quad (3.17)$$

где S - площадь электродов,

L - расстояние между ними,

$\epsilon_{\text{ср}}$ - средняя диэлектрическая постоянная промежутка между электродами.

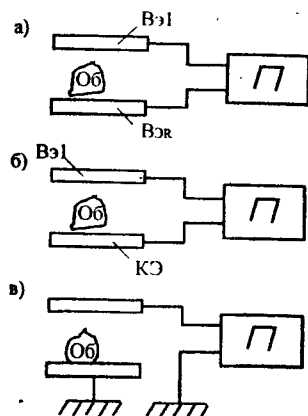


Рисунок 3.8. Основные схемы электроемкостных методов физиологических исследований.

Основной схемой диэлектрографии следует помещение исследуемого объекта в пространство между двумя неподвижными воспринимающими электродами ВЭ1 и ВЭ2 (рисунок 3.8.а). Остальные схемы представляют собой модификации основной; в них объект располагается на контактирующем неподвижном электроде. Этот электрод может быть либо соединен с прибором (рисунок 3.8.б), либо заземляется (рисунок 3.8.в). Последние две схемы нельзя рассматривать как истинно бесконтактные, особенно, если объектом исследования являются находящиеся в постоянном движении животные. В таком случае возможность регистрации ограничивается размерами контактного электрода и длиной провода, соединяющего контактный электрод с прибором. Если учесть, что объект исследования всегда имеет "паразитную" емкость

относительно заземления, то можно исключить провод контактного электрода и получить одноэлектродную схему с изолированным прибором (рисунок 3.9.а). Учитывая, что паразитные емкости прибора $C_{\text{п}}$ и объекта $C_{\text{об}}$ (рисунок 3.9.б) значительно больше C_{ϕ} ($C_{\text{п}}$ и $C_{\text{об}}$ десятки пикофард, а C_{ϕ} - доли пикофарды), то регистрируемое значение емкости всей системы будет определяться величиной C_{ϕ} .

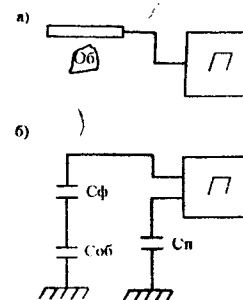


Рисунок 3.9. Одноэлектродная схема электроемкостного метода физиологических исследований.

Во втором варианте электроемкостной регистрации физиологических процессов контактный электрод устанавливается сверху на исследуемый объект (рисунок 3.10). Объект не попадает в пространство между электродами, а регистрация его перемещений (например, за счет пульсовых колебаний (в этом случае реализуется метод электроемкостной плевизмографии ЭЕПГ) осуществляется за счет изменения расстояния между электродами X или изменения площади их перекрытия S . Изменения величины C трансформируется в изменение частоты высокочастотного генератора или в изменение величины регистрируемого электрического напряжения:

$$\Delta U = K_{\epsilon} \frac{\epsilon S}{X^2} \Delta X = K C_{\phi} \frac{\Delta X}{X}. \quad (3.18)$$

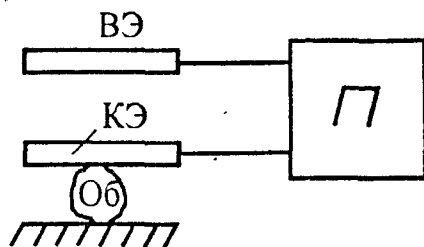


Рисунок 3.10. Схема электроемкостного метода физиологических исследований при размещении объекта вне межэлектродного пространства.

Из (3.18) следует, что чувствительность метода уменьшается с увеличением расстояния между электродами, а стремление обеспечить постоянную чувствительность приводит к нелинейности градуировочной характеристики прибора.

Основные преимущества электроемкостной регистрации по сравнению с другими методами исследования физиологических процессов в организме сводятся к возможности исследования этих процессов в естественных для объекта условиях, при этом артерии и ткани не испытывают давления со стороны элементов измерительного преобразователя; использованию ничтожных интенсивностей токов, которые не оказывают воздействия на объект. Методы электроемкостной регистрации отличаются высокой чувствительностью, просты и доступны и при этом они легко сочетаются с другими (в том числе и электрофизиологическими) методами исследований.

3.5. Методы регистрации биоэлектрических потенциалов

Методы исследования биоэлектрических явлений в организме предназначены как для изучения биопотенциалов одной клетки и процессов возбуждения отдельной группы клеток, так и для изучения биоэлектрической активности целых органов или функциональных систем [13]. В медицинской практике регистрация биопотенциалов клеток характерна, например, для задач нейрофизиологии. Для этого созданы специальные методы микроэлектродных исследований, позволяющие изучать биопотенциалы групп нейронов или нервных волокон и даже биопотенциалы отдельных нейронов. Основные сложности выполнения таких исследований имеют более выраженный технологический характер: затруднения связаны с созданием микроэлектродов с

контролируемой формой контактной поверхности и стереотаксическими операциями, позволяющими контролировать положение электродов в исследуемом органе. Эти методы не рассматриваются в данном руководстве; желающие познакомиться с ними могут обратиться к специальным изданиям по нейрофизиологическим методам исследований.

При решении диагностических задач в клинической практике и контроле за состоянием человека в условиях трудовой деятельности наибольшее распространение получили те методы, которые изучают электрические процессы, протекающие в целом органе или функциональной системе. Различают следующие основные классы методов таких исследований биоэлектрических потенциалов:

- электрокардиография (ЭКГ) - метод регистрации контактным способом биопотенциалов, возникающих на различных участках поверхности тела или внутри него, за счет электрических процессов, протекающих в сердце;
- электроэнцефалография (ЭЭГ) - метод регистрации контактным способом на поверхности головы разности потенциалов, характеризующей биоэлектрическую активность различных участков мозга;
- электромиография (ЭМГ) - метод регистрации контактным способом разности потенциалов и электрического поля на поверхности мышцы (интерференционная ЭМГ) или внутри нее (локальная ЭМГ);
- электроокулография (ЭОГ) - метод регистрации изменений биопотенциалов, обусловленных движением глазного яблока;
- кожно-гальваническая реакция (КГР) - метод регистрации разности потенциалов на кожном покрове тела, возникающей в ответ на раздражение и являющейся выражением возбуждения вегетативной нервной системы.

Кроме перечисленных в клинической практике начинают внедряться и другие, относительно новые методы, позволяющие изучать электрические процессы в других отделах организма. К таким методам следует отнести электрогастрографию - метод регистрации биопотенциалов гладких мышц стенок кишечника; электроглоттографию - метод регистрации биопотенциалов глотательных мышц; электрокохлеографию, связанную с регистрацией биопотенциалов мышц голосового аппарата и т.п.

Каждый класс методов исследования биоэлектрических явлений включает несколько их разновидностей, различающихся методически. Например, выделяют скалярную и векторную ЭКГ, электрокардиотопографию (ЭКТГ) и электрокардиотопохографию (ЭКТТГ) - методы регистрации распределения электрического поля и скорости изменения этого поля по поверхности тела. Метод ЭЭГ может быть дополнен методами электрокортикографии (ЭКоГ), представляющими собой регистрацию

биопотенциалов непосредственно на поверхности головного мозга: электросубкортикалографию (ЭСКОГ), в процессе которой фиксируются биопотенциалы глубоких структур мозга; электроцеребелографию (ЭЦБГ) - метод регистрации биопотенциалов мозжечка и т.д. Электроокулография дополняется другими диагностическими методами, позволяющими регистрировать иные проявления электрических процессов в органе зрения - методы электронистагографии и электроретинографии. Например, электроретинография представляет собой метод регистрации электрических потенциалов сетчатки глаза в зависимости от условий освещенности, световой и темновой адаптации, действия фармакологических препаратов, заболеваний глаз и т.п. Электрический ответ обусловлен тем, что глаз является поляризованной системой, в которой положительный полюс расположен на роговице, а отрицательным полюсом является сетчатка. Наличие полюсов создает электрическое поле вокруг глаза. Движения глазного яблока приводит к изменению ориентации поля относительно установленных определенным образом электродов, которое фиксируется в виде электрического сигнала - электроретинограммы.

Электрофизиологические методы отличаются от других методов исследования относительной простотой аппаратной реализации. При съеме биопотенциалов электроды выполняют роль контакта между биообъектами и входной электрической цепью усилителя, выход которого обычно подключен к самопишущему прибору или устройству анализа сигналов. Конструкции электродов для этих целей весьма разнообразны и определяются задачами и методом исследования биоэлектрических процессов, а также требуемой точностью регистрации биопотенциалов. Однако, несмотря на простоту регистрации биопотенциалов, извлечение физиологической информации из записей этих процессов представляется весьма сложной задачей, что связано с недостаточной ясностью их генеза.

Связь параметров регистрируемых электрических сигналов с состоянием исследуемого органа или системы устанавливается в соответствии с существующими на сегодня представлениями о природе возникновения биопотенциалов в различных системах организма.

Так с помощью электрокардиографии изучают электрические процессы, протекающие в самом сердце. Следовательно, ЭКГ отображает биоэлектrogenез сердца, а исследователь регистрирует суммарные потенциалы действия сердечной мышцы (миокарда). Путь распространения возбуждения по сердцу находит отражение в форме электрокардиосигнала, который регистрируется при отведении биопотенциалов с поверхности тела, т.е. на значительном расстоянии от генератора. Естественно, что каждому положению отводящих электродов на

поверхности тела соответствуют определенная форма и амплитуда сигналов. Для стандартизации съема биопотенциалов при электрокардиографии предусматриваются стандартные (или специально оговоренные) системы отведений, которые и определяют различные варианты ЭКГ.

При анализе параметров электрокардиосигнала необходимо учитывать неоднородность клеточного состава сердечной мышцы, принимающего участие в формировании этого сигнала. Различают типичные сократительные и атипичные сердечные мышечные клетки (миоциты), между которыми обнаружены существенные несоответствия в структуре и функции, отражающиеся в биоэлектrogenезе. Так, свойство сердечной мышцы возбуждаться под влиянием импульсов возбуждения, возникающих в ней самой, без внешних раздражителей обусловлено процессами в атипичных волокнах миокарда, сосредоточенных в виде островков в различных отделах сердца [8,9]. Основным среди них является участок в правом предсердии между венозным синусом и ушком - синусатриальный узел. Этот узел возбуждается автоматически, остальные атипичные волокна лишь проводят это возбуждение. С них волна возбуждения поступает на типичные миокардиальные волокна. Процесс возбуждения постепенно охватывает новые участки сердечной мышцы, при чем для каждой группы клеток характерна разная скорость проведения возбуждения на отдельных участках; время нахождения в возбужденном состоянии ионко согласовано. Чтобы ЭКГ стала диагностическим методом, необходимо выявлять изменения во всех этих сложных процессах по результатам регистрации электрокардиосигнала при разных положениях электродов на поверхности тела.

Еще более сложная для расшифровки регистрируемых биоэлектрических сигналов ситуация возникает при использовании метода электроэнцефалографии, так как головной мозг характеризуется еще большим разнообразием клеточных структур, значительно большим количеством клеток, сложным характером взаимодействия отдельных структур.

Электроэнцефалография представляет собой метод регистрации изменений разности потенциалов с поверхности головы, характеризующих биоэлектрическую активность различных участков мозга. Участки мозга содержат большое число нервных элементов, часто связанных между собой, а сами элементы находятся в химически активной среде, которая оказывает значительное влияние на суммарное распределение электрического поля. Мозг представляется объемным проводником, для оценки электрических свойств которого учитываются активная и реактивная составляющие импеданса, причем это сильно анизотропный проводник. Кроме того, на амплитуду регистрируемого сигнала с поверхности кожи головы значительное влияние

оказывают электрические свойства покровных тканей, волосяной покров, качество наложения электродов и наличие токопроводящего слоя между электродом и кожей. Исключить влияние этих факторов позволяют варианты метода ЭЭГ - электрокортикография, а также электросубкортикография и электроцеребелография. Однако расшифровка записей электрических сигналов, получаемых при их использовании, представляет очень сложную медико-биологическую задачу. Кроме того, их применение связано с нарушением целостности черепных костей. Поэтому эти методы применяются значительно реже, да и то только в практике нейрохирургических клиник.

Электрическую активность мозга в функциональном отношении принято делить на спонтанную (фоновую), наблюдаемую при отсутствии специальных внешних раздражений, и активную, появляющуюся на фоне спонтанной активности при прямом раздражении нервных клеток мозга (элементов) или поступлении импульсов по афферентным путям. При этом необходимо учитывать возможную взаимосвязь электрической активности исследуемого участка мозга с другими участками, даже далеко расположенными от данного. Действие раздражителя может быть коротким, но может длительно сохраняться в обширных участках мозга, определяя активность этих участков; возможен как единый режим активности нервных элементов мозга в ответ на раздражение, так и нарушение их настроенности. Все сказанное подтверждает эффективность применения метода ЭЭГ при проведении функциональных исследований.

Большое число факторов, влияющих на электрическую активность головного мозга, затрудняет расшифровку электроэнцефалограмм, представляющих собой запись одновременной суммарной электрической активности большого числа нервных элементов. Чтобы как-то облегчить анализ записей в практике электроэнцефалографических исследований используют различные системы стандартных отведений, определяющих постановку электродов на поверхности кожи головы.

Несмотря на отмеченные трудности, изучение одновременных и достаточно продолжительных записей электроэнцефалограмм позволяет локализовать патологический очаг, дифференцировать разный патологический процесс от очагового, поверхностный от глубинного, определить степень распространения очага, глубину и тяжесть повреждения. Эти возможности метода ЭЭГ делают его незаменимым в терапевтических задачах при подозрениях на нарушение мозгового кровообращения, в хирургии (например, при оценке уровня наркоза), нейрохирургии (например, при оценке степени черепно-мозговых травм), психиатрии и других областях медицины.

Казалось бы наиболее простой является интерпретация результатов электроэнцефалографических исследований, так как при этом изучаются

биопотенциалы определенной группы мышечных волокон. Однако многие особенности процессов в мышцах, характер их изменений при разных условиях функционирования мышцы представляются неясными и трудноразличимыми по результатам изучения биопотенциала.

Электрические явления в мышцах непосредственно связаны с нервной импульсацией, поступающей в первую очередь от мотонейронов. Мотонейрон связан с группой мышечных волокон, вместе с которыми он образует так называемую "двигательную единицу". Поэтому при использовании метода электромиографии регистрируют либо потенциалы отдельных двигательных единиц в виде импульсов разной амплитуды и продолжительности (в этом случае считается, что ритм колебаний потенциала соответствует ритму возбуждения мотонейрона), либо так называемую "интерференционную" электромиограмму, отражающую суммарную активность нескольких двигательных единиц. Таким образом, электромиограмма как регистрируемый сигнал в методе электромиографии позволяет судить о состоянии мышечной системы, выявлять особенности иннервации (возбуждения) двигательных единиц, оценивать состояние двигательного аппарата при хирургических вмешательствах, определять наличие патологических процессов при ранней диагностике опорно-двигательного аппарата, когда клинические симптомы еще слабо выражены, а также контролировать процессы восстановления функций этого аппарата. Достоинствами метода являются естественность условий исследования и полная безопасность для пациента, что и привлекает внимание специалистов к этому методу.

Метод электроокулографии представляет собой один из вариантов метода электромиографии - он предназначен для изучения биопотенциалов глазных мышц. Значительные диагностические возможности этого метода при диагностике заболеваний органов зрения, связанных с нарушением движений глаз или поражением сетчатой оболочки (пигментная дегенерация, отслойка сетчатки, парез глаз и др.), специальные методические приемы выполнения исследований и способы съема биопотенциалов позволяют выделить его в самостоятельный класс.

Сложность и многообразие форм биоэлектрических сигналов, задач исследования и методов регистрации, неоднозначность и нелинейность зависимости параметров сигналов от внешних условий затрудняют оценку состояния исследуемых органов и тканей по записям, получаемым с помощью графических регистраторов. Поэтому большое значение приобретает автоматическое определение характерных параметров биоэлектрических сигналов, проводимое непосредственно в процессе регистрации. Точность и

надежность определения этих параметров в значительной степени зависит от методов регистрации потенциалов, места наложения и типов электродов.

Все сказанное позволяет сделать вывод, что при изучении биоэлектрических процессов в организме необходимо тщательно контролировать как способ отведения биопотенциалов, подбирая адекватную поставленной задаче систему отведений и тип электрода, так и способ обработки биоэлектрических сигналов с целью наиболее полного извлечения из них физиологической информации.

3.6. Системы отведения биопотенциалов

Разнообразие методов регистрации биопотенциалов, морфологические и функциональные различия исследуемых органов и тканей порождают множество систем отведения биопотенциалов, большинство которых специфично для того или иного метода регистрации [13]. Рассмотрим методы отведения для основных классов электрофизиологических исследований, наиболее широко используемых при диагностике и непрерывном контроле.

Съем биопотенциалов независимо от класса исследований производится с помощью электродов, накладываемых на поверхность предварительно обработанной кожи. Место наложения, число электродов и способ их соединения обуславливают форму кривых. Практический выбор способа отведения в том или ином методе исследований биопотенциалов зависит от решаемой медицинской задачи и диагностической ценности определяемых параметров.

Под системой отведений понимается пространственное расположение электродов на поверхности тела человека, способ выявления разности потенциалов между двумя участками тела. При этом участок поверхности, на который накладывается электрод, определяется как позиция электрода, а гипотетическая линия, соединяющая электроды, с помощью которых регистрируется электрический сигнал в конкретном отведении, - как ось отведения. Ось каждого отведения делится на две положительную и отрицательную половины в соответствии с полярностью регистрируемого электрического сигнала.

Все используемые отведения можно разделить на двухэлектродные и многоэлектродные. Двухэлектродные отведения формируют биполярные (или дипольные) отведения; они содержат два электрода, каждый из которых является измерительным, а разность потенциалов регистрируется между двумя точками поверхности тела. В многоэлектродных отведениях в требуемые точки тела накладываются две группы электродов, и электроды каждой группы

соединяются через резисторы (суммирующие цепи), образуя две ветви отведения. Общие точки каждой ветви подключаются ко входу усилителя. Число электродов в ветви может достигать до 8-16 (как, например для электроэнцефалографии). При униполярных (монопольных) отведениях в каждой ветви может содержаться только один электрод. В этом случае измерительным является только один электрод, другой представляет собой нулевой, индифферентный. Униполярное отведение позволяет регистрировать биоэлектрическую активность в точке наложения измерительного электрода. Существует также смешанный тип отведения.

Реализация указанных двух классов отведений для разных методов исследования биопотенциалов различно.

3.6.1. Системы отведений для ЭКГ

Наибольшее распространение при регистрации скалярной электрокардиограммы получили 12 способов отведения, основанные на концепции треугольника Эйнтовена.

Исследуя процесс регистрации биоэлектрической активности сердца Эйнтовен сделал ряд допущений: рассматривал человеческое тело по отношению к электрическому полю в виде однородного проводника, а генератор сердечной ЭДС заменил точечным диполем и поместил его в центре равностороннего треугольника, вершины которого расположил на правой и левой руках (у кистей) и левой ноги (у ступни). При таких допущениях сердце и три указанные точки должны располагаться во фронтальной плоскости, а работа генератора сердечной ЭДС должна отображаться в виде вектора, длина и направление которого могут изменяться только в пределах этой плоскости (рисунок 3.11).

Если обозначить потенциалы в вершинах треугольника через U_1 , U_2 и U_3 , то легко убедиться, что для треугольника Эйнтовена выполняется условие:

$$U_1 + U_2 + U_3 = 0. \quad (3.19)$$

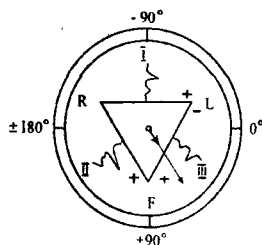


Рисунок 3.11. Эквивалентная схема генератора сердечной ЭДС (по Эйнтховену).

Несмотря на приближенный характер концепции треугольника Эйнтховена, она продолжает оставаться основной при выборе систем отведений в ЭКГ. Укажем эти отведения.

1. Три двухполюсных отведения от конечностей I, II, III (рисунок 3.12). Они предназначены для определения величины, направления и изменений этих параметров эквивалентного электрического диполя сердца, которым описывается электрическая активность сердца.

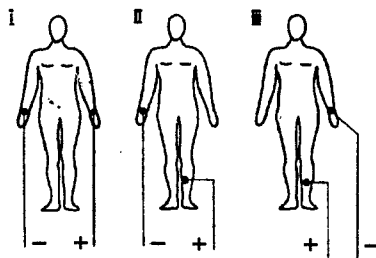


Рисунок 3.12. Схема двухполюсных отведений (по Эйнтховену).

2. Шесть униполярных грудных отведений по Вильсону $V_1 + V_6$. Для таких отведений особенно важен выбор места наложения индифферентного электрода. По концепции Эйнтховена, сумма разности потенциалов, измеренных между вершинами треугольника, равна нулю. Следовательно, появляется возможность создать "нулевой" электрод. Для этого три конечности (вершины треугольника) подключаются через одинаковые резисторы (суммирующая цепь) к общей точке, которая и принимается за нулевой электрод - электрод Вильсона (рисунок 3.13). В общем случае измерительный

электрод можно помещать в любую точку тела, к любой конечности или, как в данном случае, к определенной точке грудной клетки. Для системы грудных отведений выбраны шесть таких точек грудной клетки (рисунок 3.14), соответственно которым получают шесть грудных отведений.

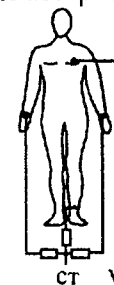


Рисунок 3.13. Схема подключения электродов (по Вильсону)

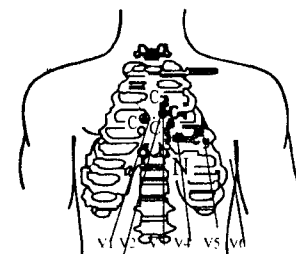


Рисунок 3.14. Схема установки электродов для системы грудных отведений (по Вильсону)

3. Три усиленных однополюсных отведения от конечностей по Гольдбергеру (от обеих рук и левой ноги) - aVR, aVL, aVF . В этих отведениях суммирующая цепь от общего нулевого электрода подключена только к двум точкам отведения (рисунок 3.15). Разность потенциалов измеряется между третьей точкой отведения и нулевым электродом.

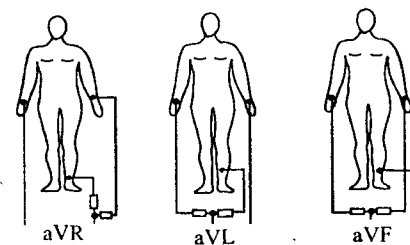


Рисунок 3.15. Схема подключения усиленных однополюсных отведений (по Гольдбергеру).

Воспользовавшись выражением (3.19), нетрудно показать, что согласно концепции треугольника Эйнтховена, амплитуда регистрируемых электрических сигналов сердца для этого типа отведений должна возрасти в 1,5 раза.

Действительно, если измеряется потенциал в точке V_2 , то регистрируемое напряжение составляет:

$$U = V_2 - (U_1 - U_2)/2.$$

Поскольку на основании (3.19) $U_2 = -(U_1 + U_3)$, то:

$$U = U_2 + U_2/2 = 1.5U_2. \quad (3.20)$$

Усиленные отведения Гольдбергера уже не являются униполярными. Не униполярны и отведения по Вильсону, так как концепция треугольника Эйховена, на которой они основаны, носит приближенный характер. Исследования показывают также, что равновесный потенциал нулевого электрода Вильсона равен примерно 0,15-0,26 мВ. Кроме того, при подключении нулевого электрода соединенные точки оказываются шунтированными резисторами суммирующей цепи, что искажает значения регистрируемых потенциалов. Однако потенциал электрода Вильсона изменяется незначительно, а выбором резисторов суммирующей цепи можно существенно уменьшить погрешность, вызванную шунтированием. Значение сопротивления таких резисторов выбирается в несколько кОм, причем указанная погрешность регистрации не превышает 1-5%. Подключение резисторов в суммирующую цепь отведений Гольдбергера также позволяет снизить погрешности шунтирования до 1%.

Известны и другие типы отведений для клинических применений: грудные двухполюсные, однополюсные от конечностей по Вильсону, пищеводные, внутриполосные и др. Однако они имеют ограниченное применение так как либо не обеспечивают большой амплитуды регистрируемого сигнала, либо их использование методически не всегда оправдано.

Для ряда специальных задач широко используются грудные отведения по Нэбу. В этом типе двухполюсных отведений используются три электрода, расположенные так, что они образуют "маленький сердечный треугольник" ADB (рисунок 3.16). Один из электродов - электрод D - расположен на спине под лопаткой; разности потенциалов регистрируются между каждой парой электродов. Отведения удобны при проведении исследований с применением нарушений коронарного кровообращения и т.п. Кроме отведений по Нэбу при исследованиях с функциональными нагрузками (в частности в спортивной

медицине, космической медицине и др.) нашли применение и другие специальные двухполюсные отведения - по Бутенко, по Воробьеву, CS, CM и другие [13]. Основное назначение этих вариантов съема электрокардиосигналов не связано с клиническими исследованиями. Они применяются в тех случаях, когда необходимо быстро оценить общее состояние человека непосредственно в процессе трудовой деятельности или во время отдыха.

Разработаны и специальные системы отведений и для векторной электрокардиографии.

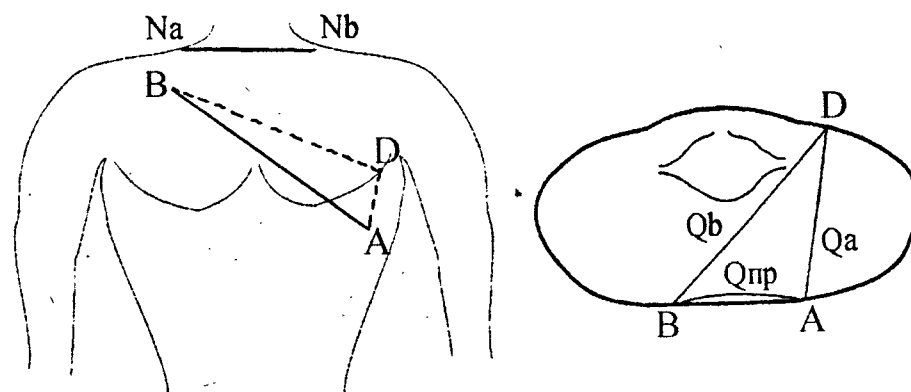


Рисунок 3.16. Схема подключения электродов по Нэбу.

Векторкардиография (ВКГ) представляет собой метод пространственно-количественного исследования электрического поля сердца, в основе которого лежит принцип получения пространственной фигуры, являющейся графическим изображением изменений величины и направления электродвижущей силы генератора сердечной ЭДС в течение одного цикла сокращения сердца. По существу векторкардиограмма - это проекция суммы разности потенциалов двух ЭКГ-отведений, вынесенных на плоскость. Известно более 30 вариантов построения векторкардиографических изображений. Многие из них представляют собой условное отображение двух любых скалярных электрокардиограмм в виде фигуры на плоскости. Фигура представляет собой траекторию перемещения точки, пространственное положение которой в каждый момент времени определяется амплитудами соответствующих кардиосигналов, откладываемых на координатных осях плоскости. Такие построения не характеризуют действительного положения вектора сердечной ЭДС в пространстве. Среди методов отображения реального положения вектора сердечной ЭДС в трехмерном пространстве наибольшее распространение

получили две системы - система прекардиальных отведений по Акулиничеву и система ортогональных отведений по Франку. Каждая система предоставляет несколько отображений - векторкардиограмм, отражающих проекции пространственной траектории перемещения вектора сердечной ЭДС на разные проекционные плоскости. Указанные системы отличаются выбором проекционных плоскостей.

В системе Акулиничева используются 5 (иногда 6) электродов: четыре (или 5) из них располагаются на передней стенке грудной клетки, а один - сзади (рисунок 3.17). Такое расположение электродов позволяет построить пространственную косоугольную систему координат. Электроды как бы формируют четырехугольную пирамиду, охватывающую пространство грудной клетки, в котором располагается сердце. Регистрируются 6 скалярных электрокардиосигналов с отведений: 1-3, 2-4, 1-5, 2-5, 3-5, 4-5 (см. рисунок 3.17) и по ним строятся 5 отображений векторкардиограмм на плоскости - 5 ВКГ-отображений: 1-3 и 2-4, 1-3 и 2-5, 1-3 и 4-5, 2-4 и 3-5, 2-4 и 1-5. Иногда используется модифицированная система с дополнительным шестым электродом, расположенным напротив пятого, но на передней стенке грудной клетки.

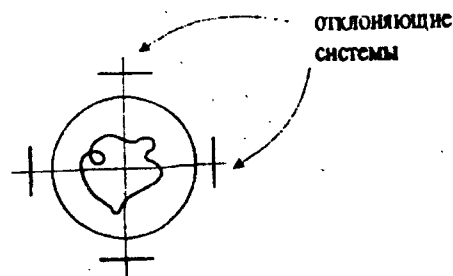
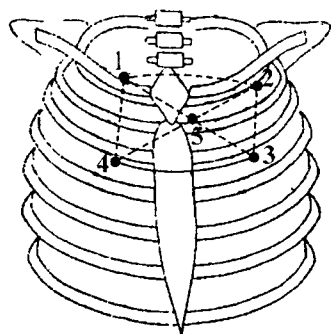


Рисунок 3.17. Система векторкардиографических отведений по Акулиничеву.

Система векторкардиографических отведений по Франку относится классу скорректированных ортогональных отведений. В ее основе лежит теоретическая модель Франка, в соответствии с которой сердце располагается в центре трехмерной ортогональной системы координат с фронтальной,

горизонтальной и сагиттальной координатными плоскостями. Регистрируются три ортогональные проекции пространственной прецессии вектора сердечной ЭДС на основании регистрации 7 скалярных электрокардиосигналов (рисунок 3.18), по которым строятся три ортогональных отведения, рассчитываемые по следующим соотношениям:

$$V_x = 0.610 A + 0.171 C - 0.781 I;$$

$$V_y = 0.655 F + 0.345 M - 1.000 H;$$

$$V_z = 0.133 A + 0.736 M - 0.264 I - 0.374 E - 0.231 C.$$

где А, С, I, F, М, Н, Е - электрические потенциалы в соответствующих точках на теле человека.

Коэффициенты в уравнениях для расчета ортогональных отведений получены с помощью машинного моделирования с учетом реального расположения сердца в грудной клетке [13].

Рациональный выбор отведений определяет кардиолог, но обычно регистрируются электрокардиосигналы в 12 общепринятых отведениях последовательно, если кардиограф одноканальный, и группами, если он многоканальный.

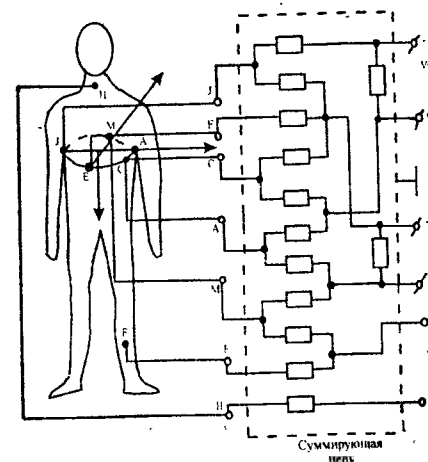


Рисунок 3.18. Система векторкардиографических отведений по Франку.

Метод классической электрокардиографии применяется во многих случаях медицинской практики, когда регистрация производится в состоянии

покоя (за исключением случаев применения функциональных проб [13]), в течение короткого интервала времени, когда пациент лежит неподвижно. В то же время известны медицинские задачи и показания к длительному непрерывному контролю и регистрации электрокардиограммы в условиях, отличных от состояния покоя: условия свободного поведения человека в обычной жизни, в процессе профессиональной деятельности, в спортивной медицине, в экстремальных условиях и т.п. В этих условиях возможно обнаружение преходящих нарушений ритма, гипоксии миокарда, коронарной недостаточности и других патологий сердечной деятельности. Для такой регистрации используются методы динамической электрокардиографии, основанные на анализе длительных записей электрокардиосигналов [17]. Особое значение этот метод приобретает при мониторинговании больных в острой и подострой стадиях инфаркта миокарда.

Для динамической электрокардиографии обычно используют одно отведение. Увеличение числа отведений необходимо в тех случаях, когда диагностическая информация не может быть получена по регистрации в одном отведении. Для проведения динамических исследований нельзя пользоваться системой общепринятых отведений, для этих целей разработаны специальные "мониторные" двухполюсные отведения, обеспечивающие получение необходимой информации с учетом удобства крепления и уменьшения помех анализу. Примеры расположения электродов приведены на рисунке 3.19 (электрод N может быть расположен и в других точках грудной клетки). В системах с радиотелеметрической передачей электрокардиосигнала при использовании батарейного питания и близком расположении экранированных проводов электродов возможно использование всего двух электродов в отведении. Наблюдаемые при мониторных отведениях электрокардиограммы отличаются от полученных в общепринятых отведениях.

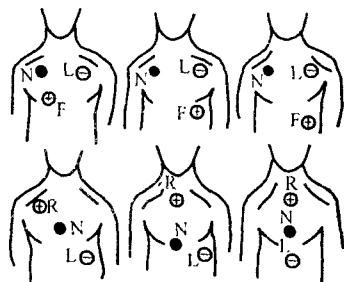


Рисунок 3.19. Расположение электродов при динамической электрокардиографии.

3.6.2. Системы отведений для ЭЭГ

Существует несколько систем отведений для электроэнцефалографии. При регистрации электроэнцефалограммы для оценки общего функционального состояния мозга обычно используют одноканальные системы; для выявления локализованного очага применяют многоканальную регистрацию энцефалограмм, поступающих с разных отделов мозга. Обычно число каналов регистрации равно 8 или 16, но известны схемы регистрации биопотенциалов мозга, включающие 4 и даже 2 электрода. Схема расположения электродов должна обеспечить их равномерное распределение по разделам - лобные, затылочные, центральные, теменные и т.д.; электроды должны располагаться в строго симметричных точках обоих полушарий.

Наиболее широко для таких исследований используется система 10/20 (рисунок 3.20), принятая в 1957 г. Международной федерацией по электроэнцефалографии и клинической нейрофизиологии. В ней электроды располагаются на поверхности головы в точках, пространственные координаты которых привязаны к характерным анатомическим деталям головы - переносица, расположение ушных раковин, срединная линия черепа. Эти детали используются для определения расположения всех электродов равномерно по поверхности. Линии расположения электродов находятся друг от друга на расстояниях, пропорциональных 10% или 20% общего расстояния между соответствующими деталями (см. рисунок 3.20).

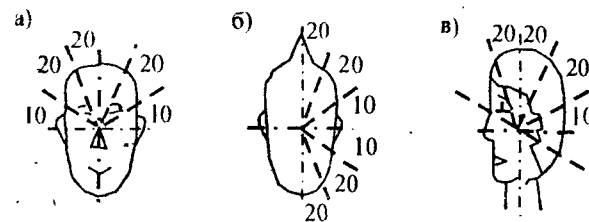


Рисунок 3.20. Схема расположения электродов для ЭЭГ.

Как и в других электрофизиологических методах, при регистрации электроэнцефалограммы различают монополярные, биполярные отведения и их модификации. При монополярном отведении по системе 10/20 один из двух электродов (индифферентный) каждого канала должен располагаться на электрически нейтральной точке головы. В качестве такой точки чаще всего выбирают точку уха или переносицу (причем для отведения с левого полушария

используется точка левого уха и наоборот). Другой электрод (дифференциальный) устанавливают над исследуемым активным участком мозга.

Однако расположение индифферентного электрода не всегда удовлетворяет исследователя, так как точка установки этого электрода не является электрически идеально-нейтральной. В этих случаях по аналогии с ЭКГ создают искусственную систему "нейтральной" точки (нулевой электрод), используя схему суммирования (рисунок 3.21).

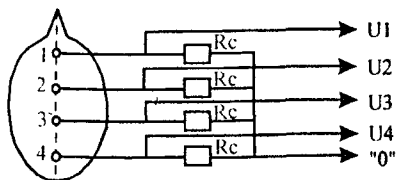


Рисунок 3.21. Схема ЭЭГ с нулевым электродом.

Главным недостатком такого "индифферентного" электрода можно считать взаимное влияние регистрируемых сигналов через суммирующую цепь. Поэтому для данной системы отведений необходимы контрольные отведения иного типа, установленные одновременно.

При биполярном отведении все каналы независимы, и разность потенциалов регистрируется между двумя электродами, расположенными над активными участками мозга. При этом зарегистрированная активность действительно наблюдается вблизи электродов или на участке между ними. Вместе с тем при биполярном отведении трудно оценить вклад в суммарную разность потенциалов каждого участка, над которым расположены электроды.

Для установления вклада отдельного участка мозга в общую активность применяют отведение цепочкой; в этом случае для двух соседних каналов съема один электрод является общим (рисунок 3.22). Такая комбинация биполярного отведения с элементами монополярного позволяет довольно точно локализовать очаг возбуждения. Частным случаем отведения цепочкой является триангуляция - тип отведения, при котором используются три электрода, расположенные вокруг очага возбуждения треугольником (рисунок 3.23). С целью увеличения надежности регистрации электроэнцефалограммы рекомендуется пользоваться разными типами отведений.

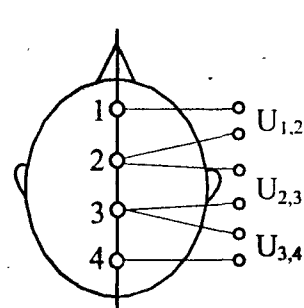


Рисунок 3.22. ЭЭГ с применением отведения "цепочка" с общим электродом

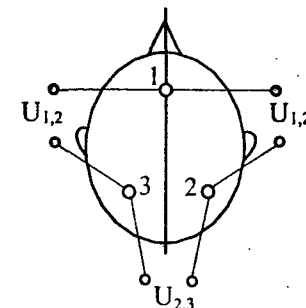


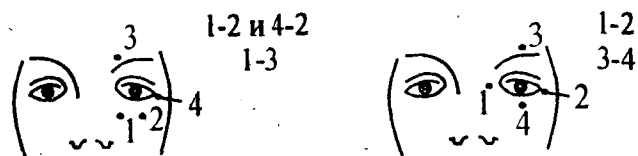
Рисунок 3.23. ЭЭГ с применением отведения "цепочка" с общим электродом: тип отведения-триангуляция.

3.6.3. Системы отведений для электромиографии

При регистрации электромиограммы, как правило, используется одна пара электродов, устанавливаемая в определенных точках тела. Для отведения интерференционных электромиограмм применяются поверхностные электроды, которые накладывают вдоль исследуемой мышцы на те места, где амплитуда биопотенциалов максимальна. При регистрации локальных электромиограмм используют игольчатые электроды, вводимые под кожу и тем самым локализирующие исследуемые двигательные единицы. По способу съема также различают монополярные и биполярные отведения.

3.6.4. Системы отведений для электроокулографии

При использовании ЭОГ электроды накладывают около глазной впадины по поперечной или продольной оси глаза (рисунок 3.24). Известно несколько способов наложения электродов, однако наибольшее распространение получили две системы. В обеих системах используются четыре электрода. В первой из них - системе отведений по Франсуа и Дебуку два электрода располагаются ниже нижнего века, один - над верхним веком и один - у края глаза. При этом регистрируются три электроокулограммы: две горизонтальные - отведения 1-2, 4-2 и одна вертикальная - отведение 1-3. По другой системе четыре электрода охватывают глаз со всех сторон; регистрируются два сигнала: горизонтальная окулограмма - отведение 1-2 и вертикальная окулограмма - отведение 3-4.



Пс По Франсуа и Дебук

По Р.Н. Лурье

Рисунок 3.24. Схема расположения электродов при электроокулографии.

Выбор той или иной системы зависит от привычки исследователя; диагностические возможности примерно одинаковы.

Трудности регистрации электроретинограммы связаны с трудностями наложения электрода для подключения к сетчатке глаза (рисунок 3.25). Для этих целей используют электрод, вмонтированный в контактную линзу; в качестве индифферентного электрода используют электрод, подключенный к мочке уха или наложенный на лоб.

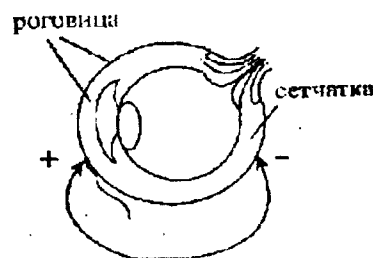


Рисунок. 3.25. Система отведений для электроретинографии.

3.6.5. Система отведений для регистрации кожно-гальванической реакции

Наиболее простая система отведений характерна для регистрации кожно-гальванической реакции. Обычно эта реакция регистрируется с помощью электродов, которые накладываются на поверхность ладони или стопы.

3.7. Диагностические показатели, регистрируемые электрофизиологическими методами

При оценке диагностических возможностей любого из электрофизиологических методов, рассмотренных выше, большое значение приобретают информационные параметры (показатели), которые можно получить (оценить или измерить) с его помощью. Диагностическая информация содержится в параметрах электрических сигналов - амплитуде, длительности импульсов, частоте и т.д., поэтому для ее получения используются различные методы обработки сигналов. Однако только при регистрации биопотенциалов параметры электрических сигналов совпадают с диагностическими показателями. Для импедансных методов измерения и методов электроемкостной регистрации в качестве показателей выступают иные электрические свойства биотканей и органов (например, активные и реактивные составляющие импеданса, диэлектрическая проницаемость, емкость и др.); получение числовых значений которых связано с продолжительной обработкой сигналов с помощью устройств первичной обработки.

Можно выделить несколько классов диагностических показателей независимо от конкретного метода исследований. Среди них следует выделять ряд групп показателей: простые, относительные, сложные и составные.

Группу простых показателей составляют значения физически интерпретируемых величин. Например, к такой группе следует отнести: амплитуды зубцов при регистрации биопотенциалов, значение проводимости или диэлектрической проницаемости биоткани, временные промежутки между характерными точками сигнала, длительность импульса или пачки импульсов и т.п.

Группа относительных показателей включает показатели, которые можно рассчитать, если известны ее составляющие. Например, скорость нарастания биопотенциала, отношение характерных временных интервалов, величина относительного изменения сопротивления или емкости исследуемого участка биоткани и т.п.

В группу сложных показателей входят также, для оценки которых используются специальные приемы обработки сигналов. Например, для векторкардиографии по изображению векторкардиограммы оценивают угловые размеры, величину и направление векторов электрической оси сердца и отдельных зубцов векторкардиограммы, площади "петель" в векторкардиограмме, угловую и линейную скорость перемещения вектора сердечной ЭДС за время одного сокращения. К этой же группе следует отнести геометрические параметры, определенные по записям скалярных электрограмм

любого типа (например, площадь под кривой электроретинограммы). Иногда для оценки показателя вводятся специальные единицы измерения - например, единицы Ашмана: 1 ед. Ашмана = 4 мкВ·с.

Сложные показатели - индексы, как правило, вводятся для интегральной оценки состояния по электрофизиологическим данным; часто эти показатели характеризуют субъективные пожелания исследователя - автора того или иного показателя. Примером такого рода показателей могут служить вектор "желудочкового градиента", определяемый по данным векторкардиографии, различные "сердечные индексы" и др.

Отмеченные показатели являются количественными, могут быть выражены цифрой. Большинство таких показателей могут быть определены с помощью специальной обработки электрических сигналов. Однако большую диагностическую ценность представляет и графическая запись электрических сигналов, отражающих исследуемые физиологические процессы.

Подробный анализ диагностических показателей для каждого метода электрофизиологических исследований не входит в задачу данной книги. Их можно найти в специальных изданиях.

ГЛАВА 4. УСТРОЙСТВА СОПРЯЖЕНИЯ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ АППАРАТУРЫ С ОРГАНИЗМОМ

4.1. Эквивалентные схемы кожно-электродного контакта

Биоэлектрические сигналы, регистрируемые с помощью различных методов электрофизиологических исследований, особенно при регистрации биопотенциалов (т.е. в отсутствии внешних источников тока) являются существенно малыми по амплитуде и занимают области низких и инфранизких частот. В качестве примера в таблице 4.1. приведены значения амплитуд и полос частот анализируемых сигналов при различных методах исследований, связанных с регистрацией биопотенциалов.

При регистрации изменений импеданса биотканей электрические сигналы также имеют малые значения, а диапазон частот, в котором производятся исследования может быть расширен. Эти обстоятельства определяют жесткие требования к электродам по минимизации потерь полезного сигнала. Данные требования необходимо учитывать как при разработке конструкций электродов, так и при отработке методик выполнения соответствующих исследований.

Таблица 4.1. Характеристики электрических сигналов для различных электрофизиологических методов (в узком смысле).

аметр	Пар	Электрофизиологический метод				
		Э	Э	Э	Э	К
		КГ	ЭГ	МГ	ОГ	ГР
Амп		0,	0,	0,	0	1
амплитуда, мВ		1 - 5,0	0,2 - 0,3	0,1 - 1,0	0,02 - 2	- 100
Пол		0,	0,	1	0	0
оса частот, Гц		0,1 - 2000	1 - 2000	- 10000	- 30	0,05 - 10

Общим требованием, предъявляемым к поверхностным электродам, является требование уменьшения переходного сопротивления "электрод-кожа", влияющего на погрешность регистрации амплитуды электрического сигнала. Значение этого сопротивления зависит от типа материала электрода, свойств кожи, площади ее соприкосновения с электродом и от свойств межконтактного слоя между электродом и кожей.

В общем случае структуру участка контакта между электродом и кожей можно представить в виде, изображенном на рисунке 4.2. Между ними

размещен тонкий слой электролита, возникающий за счет естественного процесса (выделения потовых желез) или вносимый при наложении электрода (различные токопроводящие составы). Поверхность контакта предполагается плоской, так как на расстояниях, сравнимых с геометрическими размерами электрода, кривизной поверхности тела можно пренебречь. Для исследования погрешностей регистрации амплитуд электрических сигналов и частотных характеристик целесообразно воспользоваться эквивалентной схемой контакта кожа-электрод. Однако не существует общей для всех электрофизиологических методов эквивалентной схемы.

Каждую поверхность раздела сложной морфологической структуры кожно-электродного контакта можно представить на электрической эквивалентной схеме сложной электрической цепью, содержащей сопротивления и емкости. Такую цепь легко пересчитать в простую параллельную RC-цепь и получить эквивалентные параметры контакта R_k и C_k . Эти параметры зависят от частоты тока, однако учет частотной зависимости существенно усложняет анализ, не давая значительного выигрыша в точности оценки погрешностей регистрации.

Наиболее просто электрическая модель биологического объекта представляется в низкочастотном диапазоне, где ее можно изобразить в виде параллельного соединения активного сопротивления и емкости. Для других условий в схеме приходится учитывать ряд дополнительных факторов, поэтому эквивалентные схемы изменяются.

На рисунке 4.1 приведены эквивалентные схемы биологического объекта в низкочастотном диапазоне частот (а); при изучении поверхностных слоев кожи и подкожной клетчатки (б); мышечных тканей в сочетании с другими компонентами, такими как жир, кровь и т.д. (в); более глубоких слоев тела и внутренних органов (г); для внутричерепной области (д) [18].

Кроме электрических свойств биологической ткани в кожно-электродном контакте необходимо учитывать характеристики и других составляющих - приэлектродной жидкости и электрода. Вследствие невозможности обеспечения достаточно хорошего и устойчивого контакта электрода по всей его поверхности, между электродом и кожей помещают различные контактные средства в виде электродных паст, матерчатых прокладок, пропитанных физиологическим раствором NaCl и т.п. При этом образуется дополнительный импеданс контактного слоя, имеющий активную и емкостную составляющую. При разработке эквивалентных схем кожно-электродного контакта следует также учитывать, что для регистрации биоэлектрических потенциалов используются как минимум два электрода.

Одной из наиболее популярных эквивалентных схем кожно-электродного контакта при наложении электродов на поверхность кожи для импедансометрических измерений является схема, изображенная на рисунке 4.2 [12]. Здесь $R_{мэ}$ - сопротивление межэлектродного слоя, $R_{ш}$ - сопротивление эпидермиса под электродом, C_k - емкость электрод-кожа, $R_{кп}$ - сопротивление кожного покрова (поверхностное между двумя электродами), $C_{ж}$, $R_{ж}$ - емкость и сопротивление кожных и мышечных тканей.

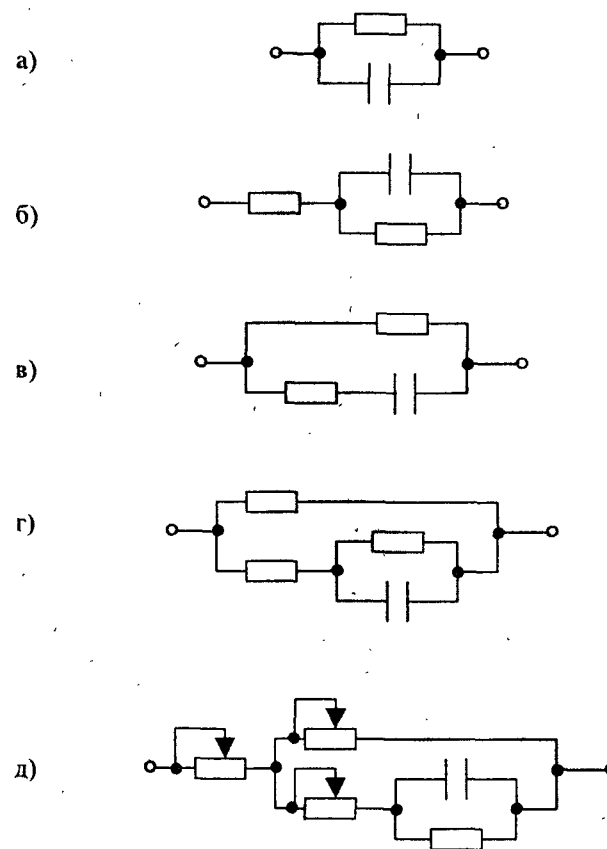


Рисунок 4.1. Типовые электрические эквивалентные схемы биологических объектов.

Вариант эквивалентной схемы электродной пары, отражающей электрохимические явления, происходящие в системе двух металлических электродов, наложенных на биообъект через электропроводную среду, приведен на рисунке 4.3 [11]. На этой схеме $Co(f)$ и $Ro(f)$ емкость и сопротивление объекта; R_{ϕ} - фарадеево сопротивление, возникающее за счет протекания тока; R_B и C_B - сопротивление и емкость Варбурга, C_{κ} - емкость двойного электрического слоя, отражающая наличие между электродом и объектом специальных токопроводящих паст. Строение двойного слоя и величина емкости C_{κ} сильно зависят от диэлектрической проницаемости и проводимости электродной пасты, а так же от абсорбции токов на поверхности электродов.

Изменения потенциалов электродов, связанные с преодолением внутреннего сопротивления R_i электрохимической цепи, называют омической составляющей поляризации. Эта часть пропорциональна току: $\Delta U = IR_i$. Вследствие малой скорости подачи ионов к электроду, ограничиваемой медленной диффузией, создается дополнительное электродное сопротивление R_n и емкость C_n называемые соответственно сопротивлением и емкостью Варбурга. Полное электродное сопротивление, возникающее за счет диффузии ионов к поверхности электродов Z_n , называют импедансом Варбурга и определяют с помощью выражений:

$$Z_n = (1 - j)\eta_n / \sqrt{\omega}; R_n = \eta_n / \sqrt{\omega}; C_n = 1 / \eta_n \sqrt{\omega}, \quad (4.1)$$

где η_n - постоянная Варбурга, зависящая от диффузии, ω - частота.

Импеданс Варбурга определяет диффузионный ток носителей заряда к границе раздела двух фаз и зависит от концентрации их вблизи электродов; его активная и реактивная составляющие зависят также от частоты (рисунок 4.4).

Величина поляризационной емкости C_n , как уже отмечалось, зависит от многих факторов: площади и материала электрода, состава электролита, температуры и частоты и может принимать значения от долей мкф до тысяч мкф на см². Для поляризационного сопротивления диапазон изменения в зависимости от тех же факторов - от единиц до тысяч Ом.

Полный импеданс электродной системы с учетом всех отмеченных факторов:

$$Z_{\kappa} = Z_n + (j\omega C_{\kappa} + 1 / (R_{\phi} + Z_n))^{-1}, \quad (4.2)$$

где Z_o - импеданс кожи.

При исследовании влияния кожно-электродного контакта на точность регистрации биоэлектрических потенциалов найдла применение другая эквивалентная схема (рисунок 4.5), в которую включены кроме величин эквивалентных параметров контакта сопротивления $R_{\kappa-3}$ и емкости $C_{\kappa-3}$ эквивалентные параметры самого электрода Z_n , эквивалентное сопротивление подкожных тканей $R_{пк}$ и входной импеданс $Z_{вх}$ усилителя биопотенциалов [5].

Сопротивление $R_{\kappa-3}$ и емкость $C_{\kappa-3}$ можно выразить через усредненные локальные параметры - удельное сопротивление ρ и диэлектрическую проницаемость ϵ :

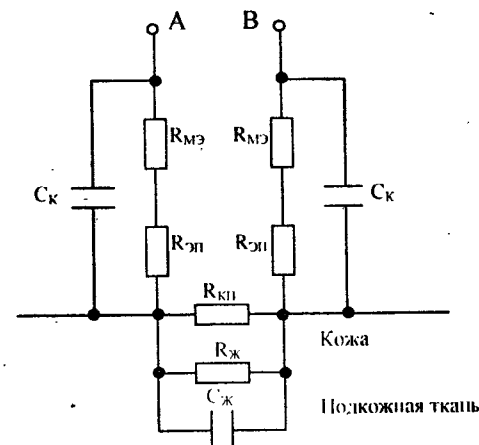


Рисунок 4.2. Эквивалентная схема для импедансометрических двухэлектродных исследований.

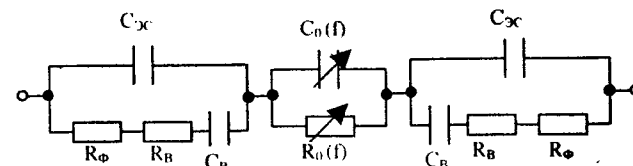


Рисунок 4.3. Эквивалентная схема, отражающая электрохимические процессы.

$$R_{к-э} = \rho h / S, \quad C_{к-э} = \epsilon_0 \epsilon S / h,$$

где S - эффективная площадь электрода; h - толщина высокоомного слоя кожи.

Для живых тканей ρ изменяется в пределах до 100000 Ом на см. Например, сопротивление на поверхности участков кожи при постоянном токе и электроде площадью 4 - 5 см² лежит в пределах 5-10кОм, а для точечных электродов оно достигает значений 100кОм. Емкость $C_{к-э}$ оценивается величиной 10 - 20мкФ/см².

Наибольшую сложность представляет оценка величины h , так как последняя значительно изменяется по поверхности тела и для разных пациентов. Необходимость учета полезной площади электрода S объясняется тем, что при наложении последнего происходит растекание пасты или физиологического раствора по коже и появляются потовые выделения; при этом размеры электрода как бы увеличиваются. Кроме того, импеданс контакта как и при других электрофизиологических исследованиях может изменяться из-за электрохимических процессов на переходах его структуры.

В общем случае при электродных явлениях сопровождаются тремя видами электрохимических процессов, вызывающих появление эффектов поляризации:

- химическая поляризация, связанная с химической природой электродов;
- электрохимическая поляризация, вызываемая замедлением электродной реакции;
- концентрационная поляризация, вызываемая изменением концентрации потенциалопередающих ионов у электродов.

Наличие непосредственного контакта между электродами и тканями тела и существование на границах раздела контактирующих сред двойных электрических слоев служат источником специфических помех при биоэлектрических исследованиях. При взаимном относительном перемещении электрода и кожи вдоль поверхности раздела двойные электрические слои разрушаются, что приводит к мгновенному изменению потенциала, т.е. к генерации помех. Это еще один из специфических источников помех (наряду с отличиями в величине h и вариациями эффективной площади электрода), характерных для исследований биоэлектрических явлений.

Рисунок 4.4. Характеристика импеданса Варбурга.

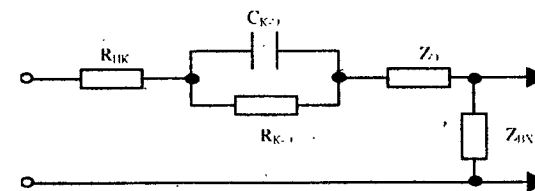
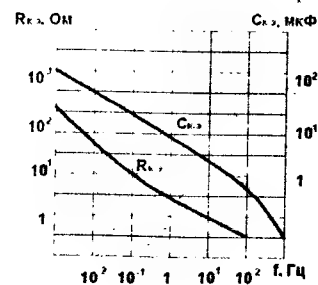


Рисунок 4.5. Эквивалентная схема кожно-электродного контакта при регистрации биопотенциалов.

4.2. Классификация кожных и подкожных электродов

К электродам как к элементам съема информации предъявляются специфические требования:

- обеспечение минимальных искажений регистрируемого биопотенциала и отсутствия раздражающего действия (токсической реакции) на биологическую ткань;
- быстрая фиксация электрода на любом участке тела без артефактов и помех за счет его конструктивного оформления;
- эластичность при достаточной механической прочности и высокая технологичность при изготовлении;
- экономичность и высокие эксплуатационные характеристики, так как подготовка электродов к эксперименту, стерилизация, их подключение к биообъекту, обслуживание в процессе съема биопотенциалов осуществляет, как правило, младший медицинский персонал.

По электрическим свойствам применяемые в медицине электроды делятся на три основные группы.

К электродам первой группы относятся главным образом металлические электроды: такие, у которых электродная реакция происходит только между металлом электрода и его катионами Me^+ , находящимися в растворе (ртутные, серебряные, медные, свинцовые, водородные, платиновые, золотые, никелевые и т.д.). Равновесный потенциал таких электродов определяется как:

$$\varphi = \varphi_0 + RT/nF \ln[Me^+] \quad (4.3)$$

Однако большинство металлов, которые могли бы использоваться в качестве электродов первой группы, не применяются для этих целей. Они быстро окисляются, пассивируются, их поверхность покрывается пленкой

химических соединений, приводящей к неконтролируемым флуктуациям потенциала электрода.

Электроды второй группы образуются из металла, его малорастворимой соли и анионов этой соли, концентрация которых определяет равновесный потенциал таких электродов:

$$\varphi = \varphi_0 - \frac{RT}{nF} \cdot \ln[Cl^-] \quad (4.4)$$

Знак (-) перед $\ln$ обусловлен тем, что образование отрицательных ионов (Cl^- , Br^- и др.) из нейтральных атомов является процессом их восстановления, а не окисления, как в случае образования положительных ионов в электродах первой группы. Типичными примерами электродов второй группы являются хлорсеребряный, сульфатно-ртутный и каломельный электроды.

Электроды третьей группы (газовые электроды) представляют собой сложные системы, поскольку их потенциалы зависят не только от активности потенциалопределяющих ионов в растворе (катионов или анионов), но и от парциального давления газа в растворе. Конструктивно электроды третьей группы представляют собой пористые системы, например, платиновая чернь, графит, иногда золото.

Отдельной группой стоят стеклянные электроды, электродные потенциалы которых зависят в основном от активности ионов водорода.

Электрические свойства электродов следует считать основной их характеристикой, однако целесообразно классифицировать электроды и по другим признакам: назначению, области применения, конструктивному исполнению, техническим характеристикам.

Можно выделить четыре группы электродов по их назначению:

- для одноразового использования в основном в кабинетах функциональной диагностики;

- для длительного, непрерывного наблюдения биоэлектрических сигналов в условиях палат реанимации, интенсивной терапии, при исследовании состояния человека в процессе трудовой деятельности;

- для динамических наблюдений при наличии интенсивных мышечных помех в условиях физических нагрузок, в спортивной медицине и палатах реабилитации;

- для экстренного применения в условиях скорой помощи.

Для электрофизиологических применений используется огромное количество электродов различных видов, типов, параметров и конструкций, которые позволяют регистрировать потенциал, ЭДС, ток, сопротивления

(активное, реактивное и комплексное). Поэтому их практическая классификация, хотя и весьма актуальна, но и затруднительна. Наиболее общим классификационным признаком считают вид контролируемого сигнала, например, электроды для ЭКГ, ЭМГ, РПГ, ЭЭГ, и т.д.

С точки зрения уточнения требований к входным цепям электронных схем можно классифицировать электроды по степени проводимости:

- проводящие (обратимые, пористые, металлические);
- с низкой проводимостью (резистивные, резистивно-емкостные);
- непроводящие (со структурой МДП, емкостные).

Кроме того, электроды можно дифференцировать по способу крепления (на присосках, на прижимах, с помощью пластырей, в виде клипс и прищепок и т.д.), конструктивным особенностям и т.д. В следующем разделе будут рассмотрены примеры конструктивного выполнения электродов различного назначения.

4.3. Артефакты электродных систем

При использовании электродов для съема информации с биообъектов следует иметь в виду большое количество факторов - артефактов, влияющих на получаемую информацию, включая явления, возникающие на участках кожного-электродного контакта [5,19,20].

Помехи, генерируемые электродами, можно условно разделить на три группы:

- электродные потенциалы и межэлектродные напряжения, возникающие на границах раздела фаз (обмен заряженными частицами) при выполнении основных условий электрохимического равновесия, контактные потенциалы;
- поляризация электродов, заключающаяся в изменении стационарных (бестоковых) электродных потенциалов и соответствующих им межэлектродных напряжений при замыкании электрической цепи;
- электрокинетические явления, возникающие из-за взаимного относительного перемещения фаз вдоль поверхности раздела при механических движениях; помехи этого вида часто называют двигательными или шумом движения.

В ряде задач рассматриваются помехи, создаваемые необратимыми диффузными процессами, разрушающими электрод.

Таким образом, при проектировании и эксплуатации электродов и электродных систем, чаще всего исследуют и контролируют следующие параметры электродов:

- величину электродного потенциала;
- временные изменения (динамику) электродного потенциала;
- уровень шумов движения;
- полное электродное сопротивление;
- время установления ионного равновесия между биообъектом и контактирующей средой.

Иногда по условиям применения электродов необходимо отдельное изучение активных и реактивных составляющих электродной системы и представление о причинах, вызывающих их неуправляемое изменение. В ряде применений приходится проводить и более тонкий анализ причин помех, например, выяснение величины и формы токов, снижающих до допустимых пределов необратимые электродные процессы [21]. Необходимо также учитывать вопросы, связанные с обеспечением совместности исследуемого биообъекта с материалами электрода и контактирующих сред (исключение процессов интоксикации).

Определенную погрешность в измерения вносит состояние контактной поверхности биообъекта. Например, при наложении электродов на поверхность кожи необходимо учитывать, что электрическое сопротивление кожи неодинаково у разных людей и на различных участках одного и того же человека. Оно также как и полное сопротивление тела зависит от физических характеристик и состояния живого организма, от патологических отклонений. Наибольшим сопротивлением обладают поверхностные роговые слои кожи ладоней, плоскости стопы, пальцев. Сопротивление кожи, обработанной 20% раствором NaCl, снижается до нескольких сотен и даже десятков ом. Выделение пота, увлажняющее кожу, значительно уменьшает ее электрическое сопротивление, тогда как выделения сальных желез увеличивают это сопротивление. Сильное влияние оказывает подсыхание приэлектродных проводящих жидкостей. Эти и ряд других факторов создают также непостоянство электрических параметров на участке кожно-электродного контакта.

Таблица 4.2. Электрические параметры электродов

Параметр	Кожные ЭКГ-электроды		ЭМГ электроды	
	Кратковременного контактирования	Длительного контактирования	Кожных	Игольчатых
1	2	3	4	5
Электрическая прочность, В, не менее				30
Сопротивление изоляции, R, Ом не менее				10^9
Разность электродных потенциалов δU , мВ, не более		100	—	—
Дрейф разности электродных потенциалов (напряжение дрейфа), U_d , мкВ, не более	250	—	—	—
Напряжение шума, U_1 , мкВ, не более	30	—	20	15
Напряжение электро-механического шума, U_2 , мкВ не более	—	100	—	—
Полное сопротивление электрода, Z Ом, не более	—	$5 \cdot 10^3$	—	—
Время готовности T_1 мин. Не менее	10	15	5	1 секунда
Время непрерывного контактирования, T_2 , ч, не менее	0,5	24	1	2/3

Микроорганизмы, находящиеся на поверхности кожи в межэлектродной среде могут создавать напряжение шумов, иногда сопоставимое с полезным

сигналом. Для устранения этих явлений используют целый комплекс мероприятий, включающих выбор частоты и величины тока через объект, обработку кожи, выбор материалов и конструкции электродов, подбор контактных средств и др. Например, для электродов, накладываемых на поверхность кожи, чтобы снизить влияние поляризационных эффектов, применяют пористые электроды с хорошо развитой поверхностью, токи повышенной частоты и уменьшают плотность электродного тока. Желательно также, чтобы ЭДС поляризации материала электрода была мала по сравнению с ЭДС источника переменного тока, а удельная электропроводность среды между кожей и электродом во много раз больше удельной электропроводности участка кожи, с которым осуществляется контакт. При соблюдении этих условий случайные изменения ЭДС поляризации и концентрации электролита (за счет функций кожи) оказывают незначительное влияние на измеряемую величину.

Для основных типов электродов, применяемых в медицинской практике, заводы-изготовители гарантируют соблюдение граничных параметров электродов. В таблице 4.2. приводятся значения электрических параметров наиболее распространенных электродов для снятия ЭКГ и ЭМГ.

4.4. Кожно-электродный импеданс

Параметром электрода, ответственным за частотные свойства системы съема сигнала в целом, является его кожно-электродный импеданс - переходное сопротивление между электродом и кожей. Как уже отмечалось, этот импеданс зависит от многих параметров: материала и размеров электрода, способа обработки кожи, качества контактной жидкости. Переходное сопротивление между чистой сухой кожей и электродом может достигать сотен килоом, а с помощью помещения между ними токопроводящих жидкостей это сопротивление уменьшается до десятков килоом. Однако есть еще один фактор, влияющий на кожно-электродный потенциал - это "электрический" тип электрода.

Анализ вариантов выполнения электродов позволяет выделить несколько таких типов, отличающихся значением собственного импеданса Z_0 - резистивные ($Z_0 = R_0$), емкостные ($Z_0 = 1/j\omega C_0$), резистивно-емкостные ($Z_0 = R_0 + 1/j\omega C_0$). Величина Z_0 в значительной степени определяет частотные свойства системы съема.

К резистивным электродам относятся наиболее распространенная группа металлических электродов ($Z_0 = R_0 \neq 0$). Эквивалентная схема входной цепи электродного усилителя при использовании такого электрода, имеет вид, изображенный на рисунке 4.6. Тогда входная цепь выполняет функцию

делителя сигнала, частотная характеристика которого и определяют частотные свойства системы съема. Импеданс системы "кожа-металлический электрод":

$$Z_{к-э} = R_{к-э} / (1 + (\omega R_{к-э} C_{к-э})^2) - j\omega R_{к-э}^2 C_{к-э} / (1 + (\omega R_{к-э} C_{к-э})^2), \quad (4.5)$$

По (4.5) легко оценить частотную зависимость модуля кожно-электродного импеданса, представляемого в виде параллельной цепи $R_{к-э}, C_{к-э}$, и рассчитать частотную характеристику входной цепи усилителя, если известен входной импеданс усилителя $Z_{вх}$. Так как при этом в схеме нет ни одного элемента, параметром которого можно было бы управлять, то возможны большие частотные искажения из-за несогласованности входного делителя. Основным преимуществом емкостных электродов является отсутствие контактных и поляризационных потенциалов, возникающих при использовании металлических электродов. Такой электрод представляет собой металлическую пластинку, покрытую тонким слоем диэлектрика. Хорошие результаты по изготовлению емкостных электродов для съема биопотенциалов были получены при использовании в качестве основы анодированного тантала или диэлектрика из SiO_2 [5]. Эквивалентная электрическая схема кожно-электродного импеданса для электрода этого типа представлена на рисунке 4.7, а его импеданс определяется следующим выражением:

$$Z_{к-э} = R_{к-э} / (1 + (\omega R_{к-э} C_{к-э})^2) - j(\omega R_{к-э}^2 C_{к-э} / (1 + (\omega R_{к-э} C_{к-э})^2) + 1/\omega C_0), \quad (4.6)$$

Модуль этого комплексного сопротивления характеризует частотные свойства этого электрода. Характер частотной зависимости модуля кожно-электродного сопротивления для емкостного электрода (при $C_0 = 200000$ Ф, $R_{к-э} = 5$ кОм, $C_{к-э} = 0,2$ мкФ) иллюстрирует кривая "а" на рисунке 4.8. Из нее следует, что полное сопротивление для емкостных электродов быстро возрастает с уменьшением частоты, а это при регистрации сигналов с частотой менее 0,5 Гц приводит к недопустимо большим погрешностям.

Недостаток емкостных электродов по передаче низкочастотного спектра сигналов в определенной мере компенсируется для резистивно-емкостных электродов [5], отличающихся от чисто емкостных небольшой проводимостью диэлектрика ($\rho \approx 10^6$ Ом·см и менее), образующего емкость. Эквивалентная электрическая схема кожно-электродного импеданса для этого типа электродов приведена на рисунке 4.9, а выражение для кожно-электродного импеданса имеет вид:

$$Z_{к-м} = R_{к-э} / (1 + (\omega R_{к-э} C_{к-э})^2) + R_э / (1 + (\omega R_э C_э)^2) - j(\omega R_{к-э}^2 C_{к-э} / (1 + (\omega R_{к-э} C_{к-э})^2) + \omega R_э^2 C_э / (1 + (\omega R_э C_э)^2)) \quad (4.7)$$

Анализ частотных свойств импеданса для этого электрода уже представляет сложную задачу, а характер частотной зависимости модуля кожно-электродного импеданса (при $R_{к-э}=5\text{кОм}$, $C_{к-э}=0,2\text{мкФ}$, $R_э=900\text{кОм}$, $C_э=2000\text{пФ}$) характеризует кривая "б" на рисунке 4.8. Видно, что в инфранизкочастотной области спектра модуль кожно-электродного сопротивления является практически постоянным, а, начиная с частот нескольких герц и более, резистивно-емкостные электроды по частотным свойствам приближаются к емкостным электродам.

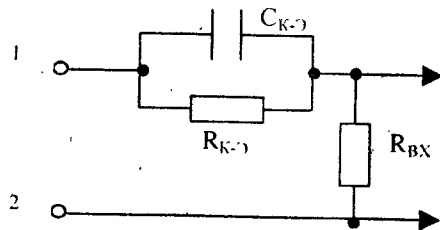


Рисунок 4.6. Эквивалентная схема входной цепи усилителя с металлическим электродом.

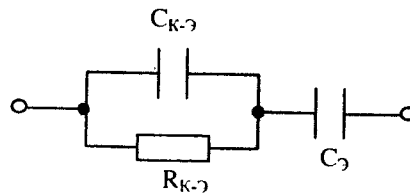


Рисунок 4.7. Эквивалентная электрическая схема кожно-электродного сопротивления для емкостного электрода

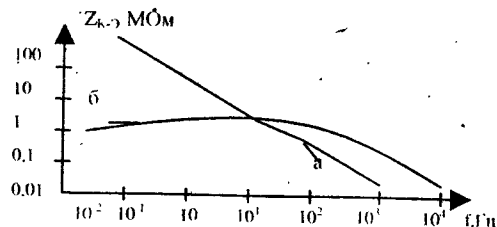


Рисунок 4.8. Частотная зависимость кожно-электродного импеданса для различных типов электродов

Известен еще один тип резистивного электрода, для которого $Z_э=R_э$, т.е. имеющего только активную часть импеданса (эквивалентная электрическая схема импеданса резистивного электрода приведена на рисунке 4.10). Анализ частотных свойств модуля кожно-электродного сопротивления для резистивного электрода [5] показывает наличие значительных частотных искажений для диапазона частот, начиная с 1000 Гц и выше. Простота и технологичность этого типа электродов позволяет их рекомендовать для регистрации сигналов в частотном диапазоне от инфранизких частот до 1000 Гц. Так, эти электроды пригодны для регистрации электрокардиограмм или реограмм, однако они не удовлетворяют требованиям к частотной характеристике например, системы съема электроэнцефалограммы.

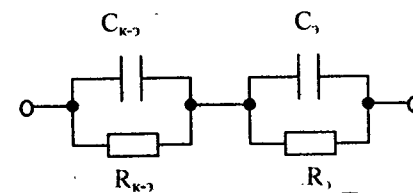


Рисунок 4.9. Эквивалентная электрическая схема кожно-электродного сопротивления для резистивно-емкостного электрода.

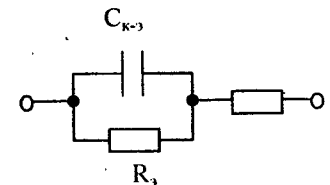


Рисунок 4.10. Эквивалентная электрическая схема кожно-электродного сопротивления для резистивного электрода.

4.5. Комбинированный метод исследования погрешностей электрофизиологических методов

Анализ комплексного сопротивления кожно-электродного контакта и его влияния на точность передачи амплитуды сигнала не исчерпывает все проблемы, связанные с исследованием погрешностей съема электрофизиологической информации. Известно, что на точность регистрации сигналов и достоверность интерпретации результатов электрофизиологических исследований оказывают влияние многие факторы случайной природы. Однако среди них далеко не все можно контролировать и управлять их значениями.

Представление о потенциальной точности регистрации и основных источниках погрешностей дает анализ методических составляющих, сопровождающих процесс регистрации, среди которых можно выделить несколько групп, характерных для электрофизиологических исследований в широком смысле:

- погрешность импеданса - падение части электрофизиологического сигнала на импедансе системы "кожа-электрод";
- погрешность искажения - искажение регистрируемого сигнала за счет искажений электрического поля биообъекта, вносимых проводящим материалом электрода и входными токами электродного усилителя;
- погрешности наложения - неточности наложения электрода на выбранную точку;
- погрешности методики подготовки эксперимента - разброс формы и размеров электродов, различие в свойствах применяемых токопроводящих жидкостей и паст.

При регистрации биопотенциалов приходится учитывать еще две группы методических погрешностей:

- погрешность усреднения - невозможность измерения потенциала в теоретически заданной точке тела в силу конечных размеров электрода и, следовательно, усреднение его под электродом;
- погрешности разбаланса - разбаланс суммирующих цепей нулевых электродов с учетом сопротивлений кожи и входного сопротивления усилителей биопотенциалов.

Такое количество групп методических погрешностей затрудняет анализ их совместного влияния на точность регистрации электрофизиологических сигналов. Теоретическая оценка всех составляющих методических погрешностей затруднена сложностью и многообразием связей между параметрами комплексного сопротивления кожно-электродного контакта, свойствами электрода, кожи и подкожных тканей, характеристиками внешних физических факторов, строго учесть которые не представляется возможным. Большие трудности возникают и при экспериментальной оценке отдельных составляющих методической погрешности вследствие невозможности управления и фиксирования на заданном уровне параметров организма.

В технических приложениях для оценки погрешностей измерения параметров используют несколько подходов:

- разработка образцовой аппаратуры и поверка технических средств широкого использования по ней;

- проведение специальных теоретических и экспериментальных исследований, в ходе которых можно получить оценки допустимых максимальных погрешностей, с которыми приходится считаться, если нет возможности улучшения метода измерения.

В медико-биологической практике оба подхода могут быть использованы, но надежного результата они дать не могут в виду большого количества влияющих факторов, в особенности факторов, источником которых является сам биологический объект. Выход из такой ситуации может дать так называемый комбинированный метод исследования погрешностей измерения сигналов. Он включает две процедуры.

1. Выделение основных факторов-источников погрешностей. В качестве основных используются хорошо интерпретируемые параметры измерительной системы, через которые может проявляться влияние всех других факторов случайной природы. Эти основные факторы должны определяться количественно или для них должен быть известен закон изменения.

2. Стабилизация значений основных факторов. При проведении исследований точности регистрации сигналов создают условия стабилизации основных факторов либо на уровне их значений, либо опираясь на закон их изменения.

Таковыми основными факторами для измерения электрофизиологических сигналов являются:

- форма и геометрические размеры электродов;
- место наложения каждого электрода (система отведений);
- входной импеданс электродного усилителя;
- импеданс кожно-электродного контакта;
- удельное сопротивление подкожных тканей;
- значение изменяемого сигнала.

Для систем регистрации биопотенциалов вводятся еще несколько факторов:

- распределение биопотенциалов на поверхности тела;
- величины резисторов суммирующих цепей, если они есть;
- методика отведения биопотенциалов.

Относительно небольшое число основных факторов и возможность управления ими создают предпосылки для проведения соответствующих исследований по оценке точности регистрации электрофизиологических сигналов. Наиболее глубоко теоретически и экспериментально изучена погрешность импеданса. Оценка величины этой составляющей методической

погрешности связана непосредственно с разработкой конструкций электродов. Некоторые подходы к анализу других составляющих можно найти в [5]. Однако эта проблема еще ждет своего разрешения.

4.6. Типовые конструкции электродов для электрофизиологических исследований

Основным элементом сопряжения электрофизиологической аппаратуры с организмом человека является электрод. От его свойств зависят надежность и достоверность регистрируемых процессов, точность измерения диагностических показателей, наличие или отсутствие патологических явлений в области контакта с биотканью. Поэтому большое значение имеет правильный выбор типа и конструкции электрода с учетом особенностей того или иного метода электрофизиологических исследований. Однако теоретический расчет конструкции любого электрода (расчет формы и размеров, выбор способа обработки поверхности и т.п.) связан с преодолением значительных математических трудностей, так как для описания процесса измерения интенсивности поля на поверхности сложной формы, которую имеет тело человека, или какого-либо электрического свойства биоткани необходимо использовать аппарат теории электромагнитного или электрического поля. В то же время в ходе проведения электрофизиологических исследований накоплен большой опыт по разработке конструкций электродов для различных применений, пользуясь которым можно предложить некоторые рекомендации по использованию известных конструкций.

Все накожные (устанавливаемые на поверхность тела) электроды можно разделить на две группы — проводящие, т.е. имеющие гальваническую связь с объектом, и непроводящие, не обладающие такой связью. В группе проводящих электродов основными (но не единственными) являются металлические электроды, причем тип металла играет важную роль в определении эксплуатационных характеристик электрода. Другим фактором, от которого зависят приэлектродные процессы и надежность результатов исследований, следует считать токопроводящую жидкость (электролит), помещаемую в кожно-электродное пространство. Только совместный анализ характеристик системы "кожа-электролит-электрод" позволяет получить ясное представление о возможностях пары электрод-жидкость.

Как показывает анализ приэлектродных процессов, наиболее приемлемыми для биоэлектрических исследований являются обратимые электроды, например, хлорсеребряный электрод и паста, содержащая хлорное серебро AgCl, либо цинковый электрод и паста, содержащая сернистый цинк

ZnSO₄. Однако цинковые электроды вредны для здоровья, а хлорсеребряные электроды — дороги. Кроме того, при работе с Ag-AgCl электродами необходимо учитывать следующее:

- электроды Ag-AgCl должны работать в режиме малых токов (допустимые плотности тока не больше 10 мкА/см²), где сохраняются свойства обратимости электродов;

- для нормальной работы электроды нуждаются в ионах Cl⁻, которых в биообъектах достаточно;

- если электроды работают на поверхности кожи, необходимо применять смачивающий раствор или пасту, содержащую ионы Cl⁻;

- хлористое серебро разлагается на свету, поэтому электроды Ag-AgCl хранят в темноте; их защищают от попадания прямого света;

- хлористое серебро механически непрочное и вступает в реакцию с парами фосфора, находящимися в воздухе;

- соединительные провода не должны находиться в контакте с электролитом, чтобы не вступить с ним в реакцию.

В то же время хлорсеребряные электроды обладают важными достоинствами, заставляющими отдавать им предпочтение при выполнении сложных диагностических задач. Обратимость Ag-AgCl электродов после их стабилизации обеспечивает малые шумы и теоретически нулевой потенциал поляризации. Они вырабатывают стабильные электродные потенциалы, не превышающие 0,8 В. Собственные электродные потенциалы двух электродов под влиянием внешней температуры меняются неодинаково во времени, что приводит к дрейфу нулевой изолинии исследуемого процесса. Однако величина дрейфа незначительна, что позволяет регистрировать большую часть спектра биологических процессов.

Появление для регистрации биопотенциалов емкостных электродов позволило уменьшить влияние артефактов, вызываемых движением пациента, и снизить помехи от контактных и поляризационных потенциалов благодаря отсутствию электрохимических реакций в зоне кожа-электролит-электрод. Однако эти электроды непригодны для регистрации инфранизкочастотной области спектра биопотенциалов (ниже 0,1 Гц) из-за больших значений их импеданса в этой области. Резистивно-емкостные и резистивные электроды (так называемые "плохопроводящие" электроды) отличаются от чисто емкостных наличием меньшей или большей проводимости в диэлектрике. Они способны передавать инфранизкочастотную часть спектра, но часть полезного сигнала при этом теряется на активной части импеданса электрода.

К общим недостаткам непроводящих или плохопроводящих электродов по сравнению с проводящими следует отнести:

применение токопроводящих паст, состав и свойства которых способствуют стабилизации характеристик электродов;

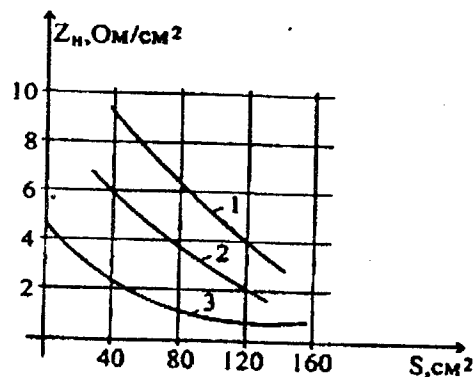


Рисунок 4.11. а) График зависимости сопротивления кожи от площади электродов: 1- без обработки кожи; 2- с обработкой кожи; 2- с обработкой кожи и применением паст;

б) График зависимостей свойств токопроводящей среды от площади электродов: 1- без обработки кожи; 2- с обработкой кожи; 2- с обработкой кожи и применением паст.

Известны данные по измерению сопротивлений кожи постоянному току в зоне биологически активных точек (БАТ) различными электродами: от прибора типа ПЭП-1; от прибора "Дерматометр"; жидкостными хлорсеребряными неполяризующимися электродами. Активный электрод помещается в зону БАТ, индифферентный – на поверхность ладони руки. Измерения проводились на токах 1.5 и 10 мкА. Для электродов от прибора типа ПЭП-1 получены колебания величины активного сопротивления БАТ – 700-1000кОм, для электродов от прибора "Дерматометр" – 300-600кОм, для неполяризующихся жидкостных хлорсеребряных электродов – 100-500кОм.

Переходное сопротивление зависит также и от взаимного расположения электродов для разных пациентов. Например, специальные исследования показывают, что при расположении пары электродов прямоугольной формы площадью 5,85см² на большой грудной мышце активное сопротивление составляет около 20кОм, при расположении их на прямой мышце бедра – около 50кОм (при токе 1,13мА на частотах до 100Гц).

Все эти данные показывают, что при выборе электродов необходимо учитывать большое число факторов, существенно влияющих на точность и надежность получаемых результатов.

Существенно различные конструктивные требования предъявляются к электродам в зависимости от длительности, места и целей регистрации ЭКГ. Так при массовых обследованиях важно снизить затраты и продолжительность процедуры подготовки электродов и наложения их на анатомические точки в соответствии с системой отведений. Electroды должны легко и быстро накладываться, быть дешевыми, но надежными.

Для отведения ЭКГ от конечностей применяют (рисунок 4.12): пластинчатые электроды (обычно посеребренная латунь); электроды с прищепками или браслетами, ленточные эластичные электроды на гибкой непроводящей основе (поролон, резина и др.) с токосъемной поверхностью из фольги различных материалов или из нержавеющей стали и серебряных порошков. Для грудных отведений используются электроды-присоски с токосъемной частью из серебра, латуни или нержавеющей стали, электродные пояса, электроды одноразового пользования. Electroды-присоски различаются материалом токосъемной части (латунь, сталь, серебро), ее конструкцией (пластинка, сетка, диск), формой (груша, колокол) (рисунок 4.12.б) и материалом баллончика, с помощью которого обеспечивается надежный контакт с телом (резина, пластмасса), а также методом введения электропроводящей пасты (пастой заполняется электрод или она вводится отдельно непосредственно на поверхность кожи). Основными недостатками этих электродов является быстрая потеря герметичности и плохая фиксация на коже с волосным покровом.

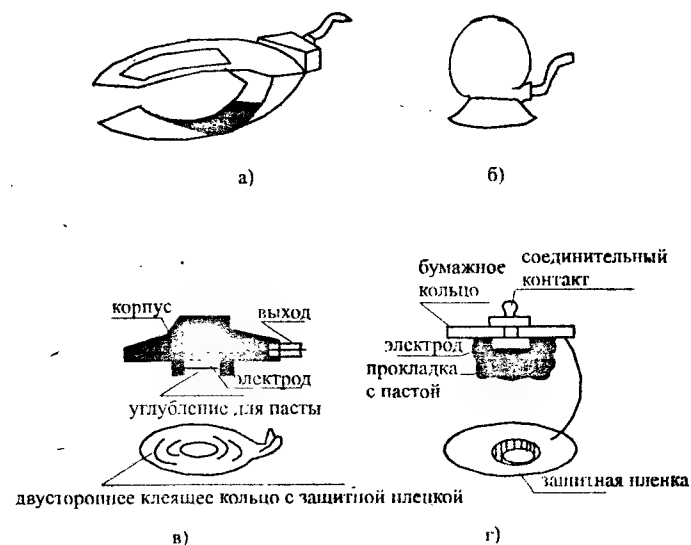


Рисунок 4.12. Варианты конструкций металлических электродов.

Электродные пояса представляют собой конструкции в виде эластичных лент, скрепленных между собой с учетом расположения электродов в соответствующей системе отведений, в заданных местах которой расположены электроды. Пояс накладывается так, чтобы электроды заняли положенные им места на теле; сам пояс закрепляется с помощью специальных застежек. Электродные пояса для электрокардиографии более удобны, особенно для грудных отведений, когда все шесть грудных электродов расположены на растягивающейся основе. Такой пояс можно устанавливать на грудную клетку любого размера и гарантировать правильное положение электродов.

Электроды одноразового применения представляют собой металлическую пластинку или пластинку из пластмассы, покрытой слоем металла, по краям которой нанесен липкий слой, позволяющий закрепить электрод на теле (рисунок 4.12.в). Это весьма совершенные и удобные в работе конструкции, стерильны, легки и эластичны, имеют большую клеящую поверхность, исключают смещение электрода. Разность потенциалов двух электродов системы электрод-паста-электрод не превышает 3-5 мВ, межэлектродное сопротивление — 500 Ом, а скорость изменения разности потенциалов — 2 мВ/с. Напряжение шума электродов не превышает 30 мкВ.

В мониторинговых системах, в условиях реанимации и палат интенсивной терапии на первый план выступают требования временной стабильности параметров и нетоксичности электродов (рисунок 4.12.г). Поэтому, несмотря на свои недостатки, для таких задач разработаны неполяризующиеся хлорсеребряные электроды с пастой — так называемые "плавающие" электроды. В этих электродах удается устранить артефакты движения, так как в них отсутствует прямой контакт токосъемной части электрода с кожей. Это достигается специальной конструкцией электрода.

Один из таких электродов — (рисунок 4.13) имеет чаше- или тарелкообразную конструкцию корпуса 1, выполненного из пластмассы. Внутри располагается чувствительный элемент 2 в виде сетки из хлористого серебра 8. Липкая полочка 3 внутренней стороной приклеивается к корпусу, а внешней — к телу пациента. Полочка 4 служит для защиты липкого слоя 3 до использования электрода. Электрический контакт 5 защищен спаем 6, который служит также для крепления элемента 2 к корпусу 1. Внутреннюю полость электрода заполняют токопроводящей пастой 7. При наложении электрода на поверхность тела с него снимается защитный слой 4, электрод заполняется пастой, а затем приклеивается по торцу к коже.

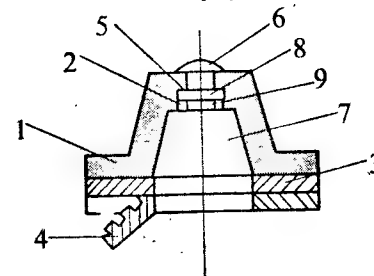


Рисунок 4.13. Плавающий электрод — монитор.

При длительной эксплуатации электродов различные химические, механические и другие причины, источником которых являются электропроводящая паста и клеящий слой, могут привести к повреждению кожных покровов. Для предотвращения отрицательных реакций желательно переклеивать электроды хотя бы каждые сутки на соседние участки тела.

В мониторинговых системах нашли применение также игольчатые электроды и так называемые субэлектроды, с которыми можно подробно ознакомиться в [17].

Особую группу электродов для ЭКГ представляют электроды для скорой помощи. Это — электроды, напоминающие обычные инъекционные иглы, электродные комплексы и многоточечные электроды. Электродные комплексы

выполняются в виде единой конструкции, где в углах равностороннего треугольника жестко или в прорезях закреплены три металлических таблетки-электрода (рисунок 4.14).

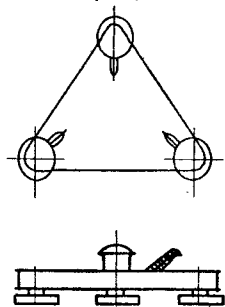


Рисунок 4.14. Электроды для скорой помощи.

Поверхностные электроды для снятия ЭЭГ обычно представляют собой небольшие диски с площадью контакта, не превышающей $1,1 - 1,5 \text{ см}^2$ или маленькие гранулы (шарики) припоя, которые закрепляются на обезжиренной поверхности кожи головы с помощью эластического биндажа или шлема, а пространство под каждым электродом заполняется электролитической пастой. При наложении электродов здесь также целесообразна механическая обработка кожи для уменьшения переходного сопротивления. Известны и цилиндрические электроды, заполненные пастой (рисунок 4.15).



- 1-цилиндр
- 2-кольцевой паз
- 3-электропроводящая паста

Рисунок 4.15. Цилиндрический электрод для ЭЭГ.

Для отведения биопотенциалов мышц (ЭМГ) используют два основных типа электродов: подкожных (игольчатых) и накожных.

Подкожные электроды (рисунок 4.16.а) имеют коаксиальную или концентрическую форму (варианты форм иглы приведены на рис. 4.16.б-д, контактные площадки заштрихованы), их диаметр d — от 1.1мм до 0.5мм и длина рабочей части l — от 20 до 90мм [11], а размеры контактных площадок определяют исходя из решаемой задачи. Они позволяют регистрировать

потенциалы непосредственно с мышечных волокон (большей или меньшей группы) и исключить сопротивление кожи и покрывающих мышцу соединительных оболочек.

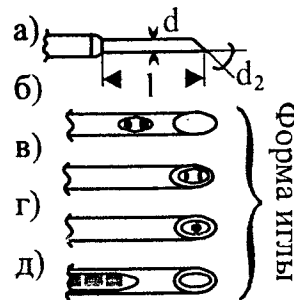


Рисунок 4.16. Электроды для электромиографии.

Игольчатые электроды обычно выполняются из меди или платины. Иногда игольчатые электроды состоят из тонких изолированных проволочек, располагаемых так, что их оголенные концы контактируют с мышцей, нервным волокном или другой тканью, на которой проводятся измерения. Эти проволочки либо хирургически имплантируются, либо вводятся с помощью иглы для подкожных инъекций, которая затем извлекается, а электроды остаются в нужном месте. С помощью игольчатых подкожных электродов имеется возможность исследовать электрическую активность глубоко расположенных мышечных групп и различных участков одной и той же мышцы, вплоть до отдельных двигательных единиц. Однако подкожные электроды при прокалывании кожи могут вызывать значительные болевые ощущения.

Накожные электроды для длительной регистрации ЭМГ похожи на накожные электроды, применяемые в других методах регистрации биопотенциалов. Они выполняются в виде серебряных или графитовых дисков и чашечек, оправленных в изолированный корпус, с выводом из гибкого многожильного экранированного кабеля. Крепление электродов осуществляется с помощью резиновых лент или лейкопластыря. Для кратковременной регистрации ЭМГ применяют электроды из пищевого олова или нержавеющей стали. Для электрофизиологических исследований нашли применение и микроэлектроды, особенно для задач нейрофизиологии. Микроэлектроды образуют две основных группы — металлические и стеклянные (рисунок 4.17) электроды.

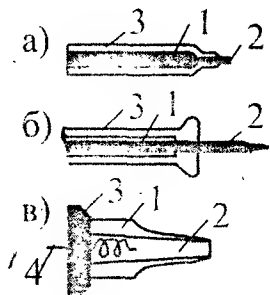


Рисунок 4.17. Варианты микроэлектродов.

Металлические микроэлектроды (рисунок 4.17.а,б) представляют собой проволочку 1 в виде иглы, имеющей малый диаметр кончика 2. Весь электрод, кроме активного кончика, покрыт изоляцией 3. Кончик электрода должен быть тщательно обработан, например с помощью электролитического метода. В некоторых исследованиях большое значение придается форме кончика, так как от нее зависит точность фиксации количества нервных клеток, находящихся в контакте с электродом. Разработаны специальные технологии "вытягивания" электродов для этих исследований. Микроэлектроды изготавливаются из нержавеющей стали, вольфрама или платино-иридиевого сплава.

Наиболее употребительным в микроэлектрофизиологии является стеклянный электрод (рисунок 4.17.в) представляющий собой наполненную электролитом стеклянную иглетку – капилляр 1. Капилляр изготавливается из боросиликатного стекла (типа пирекс), обладающего высокой механической прочностью, большим удельным и поверхностным сопротивлением. Канал 2 капилляра заполняется электролитом (водный раствор KCl); капилляр закрывается пробкой 3, через которую пропускается проводник 4 для подключения электрода к усилителю. Со стеклянным микроэлектродом трудно работать, необходимо тщательно выполнять все условия хранения, заполнения, промывки электродов.

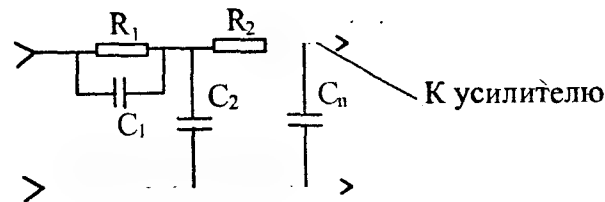


Рисунок 4.18. Эквивалентная схема микроэлектродной цепи.

Стеклянные микроэлектроды обладают присущими только им характеристиками, для исследования которых также разработаны специальные методы и технические средства [11]. Приближенная эквивалентная схема микроэлектродной цепи приведена на рисунке 4.18.

Здесь C_1 – емкость между клеточной жидкостью или внешним электролитом и кончиком электрода; R_1 – сопротивление кончика электрода; C_2 – емкость между стволом электрода и внешним электролитом; R_2 – сопротивление канала ствола; C_n – паразитная емкость входной цепи усилителя. При подключении к усилителю микроэлектроды ведут себя как фильтры нижних частот, что хорошо видно из рисунка 4.8., в то время как металлические оказываются фильтрами верхних частот. Стеклянным микроэлектродам присуща большая шунтирующая (проходная) емкость C_1 и высокое последовательное сопротивление R_1 . Это заставляет разрабатывать специальные усилители для микроэлектродных отведений с компенсацией входной емкости. Подробное описание конструкций и характеристик микроэлектродов для электрофизиологических исследований и вопросы проектирования микроэлектродных усилителей можно найти в специальной технической литературе и журнальных публикациях.

4.7. Схемы проверки параметров электродов

Учитывая большое число факторов, влияющих на погрешности регистрации биоэлектрических потенциалов, и основную роль электрода как источника погрешностей, становится понятным, что метрологические характеристики измерительных систем, включающих электроды, могут быть обеспечены лишь при наличии методик и аппаратуры проверки электрических параметров электродов.

Для оценки метрологических характеристик электродов используются различные стенды и аппаратура.

На рисунке 4.19 изображена структурная схема стенда для комплексной оценки электрических характеристик электродов. Испытуемые электроды 10 располагаются в электродной ячейке 1, заполненной электролитом такого состава, который по своим электрическим свойствам близко к реальным условиям работы электродов. Электролитическая среда возбуждается сигналами по структуре близкими к реальным с помощью генератора 7. Электроды располагаются внутри или на поверхности электролитической среды, а электродная ячейка заключается в экран и термостатируется с помощью термостата 9. С целью повышения точности измерения малых напряжений поляризации электродная ячейка разделена на две части 1 и 2, соединяющиеся через электролитический мостик 8. Во второй части находится образцовый электрод сравнения. Если в качестве образцового электрода использовать хлорсеребряный электрод ОС-01, то потенциал поляризации относительно образцового электрода при применении компенсационного метода можно измерить с точностью близкой к $\pm 1\%$. В качестве измерительного устройства для определения электродных потенциалов рекомендуется использовать цифровой электрометрический вольтметр 4 с диапазоном измерений от микровольт до 1000 мВ с точностью $\pm 5\%$ (например, цифровой электрометр В7-29), при входном токе смещения не более 10^{-9} А. Термостатирование лучше всего проводить с помощью водяного термостата, сделав электродную ячейку с водяной рубашкой.

Разность электродных потенциалов вычисляется по формуле:

$$\delta U = (U_1 - U_2) + U_p \quad (4.8)$$

где U_1 и U_2 — наибольшее и наименьшее значения электродного потенциала, без учета времени готовности, полученного для испытуемой партии электродов при отсутствии поляризующего тока; U_p — напряжение поляризации электродов при токе поляризации 10^{-7} А.

Таким образом, разность электродных потенциалов фактически определяется суммой электродного равновесного потенциала и напряжения поляризации, которая может рассматриваться как составляющая помехи от электрохимических процессов.

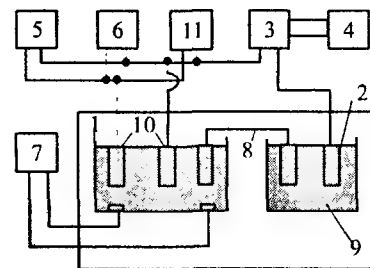


Рисунок 4.19. Стенд для комплексной проверки электрических характеристик электродов: 1 — электродная ячейка; 2 — образцовый электрод; 3 — схема компенсации и измерения напряжения поляризации; 4 — электрометрический вольтметр; 5 — измеритель шума; 6 — схема измерения вольт-амперных и амплитудно-частотных характеристик; 7 — генератор сигналов сложной формы; 8 — мостик; 9 — термостат; 10 — испытуемые электроды; 11 — измеритель межэлектродного импеданса.

Рассмотренный стенд удовлетворяет требованиям ГОСТ и позволяет проводить не только испытания различных типов электродов, но и проводить исследования по разработке новых высокоточных типов электродов.

Известны и более простые способы исследования отдельных параметров электродов. Например, измерение напряжения поляризации рекомендуется производить по схеме приведенной на рисунке 4.20.

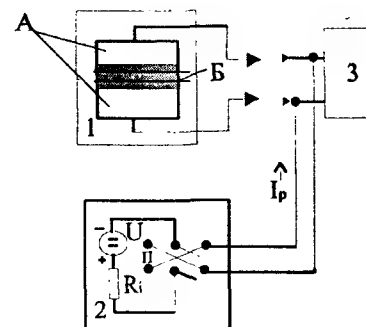


Рисунок 4.20. Стенд для измерения напряжения поляризации.

Здесь А - испытуемая пара электродов; Б - прокладка, пропитанная электролитом заданного состава (например, 20% раствор NaCl или KCl); П - переключатель поляризующего тока; Г - система термостатирования и экранирования электродов; 2 - источник тест-сигнала или поляризующего тока ($I_p = U/R_i$, U - не менее 10В, R_i - не менее 10кОм); 3 - измеритель напряжения поляризации с диапазоном 0-1000мкВ.

Вначале электроды вводят в контакт с электродным веществом, и производится измерение разности электродных потенциалов δU_1 до тех пор, пока не происходит стабилизация уровня δU_1 , затем включается ток поляризации и измеряется установившееся значение электродных потенциалов δU_2 . После чего рассчитывается напряжение поляризации согласно (4.8):

$$U_p = \delta U_2 - \delta U_1$$

Этот стенд позволяет также измерять величину напряжения дрейфа U_v и напряжения шума U_m .

Измерение импеданса электродной системы производится по схеме, приведенной на рисунке 4.21. В ней используются те же элементы, что и на рисунке 4.20 с той лишь разницей, что здесь используется генератор переменного напряжения 2 с выходным напряжением 0-10В. Величина импеданса Z_{ec} :

$$Z_{ec} = U_p / I, \quad (4.9)$$

где $I = U/R_i$ - переменный ток, протекающий через электродную пару, соединенную через электродное вещество, под действием напряжения источника, U_p - падение напряжения на электродной ячейке.

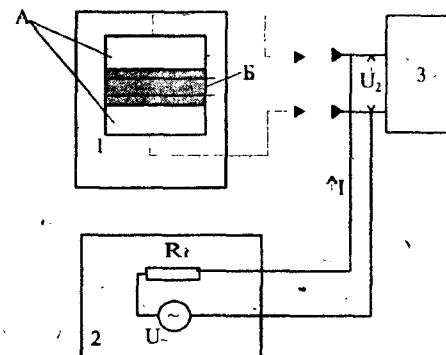


Рисунок 4.21. Схема измерения импеданса электродной системы.

Измерения рекомендуется проводить на границах частот, на которых планируется использование электродов. Например, для ЭКГ- электродов эти частоты составляют 0,05 и 75Гц. За величину Z_{ec} принимают половину полученного значения импеданса электродной системы.

Сделав несложные преобразования схемы (рисунок 4.21), можно с ее помощью измерить величину импеданса электролит-электрод (рисунок 4.22). Здесь 2 - генератор переменного напряжения (звуковой генератор), $R_i = 10$ кОм. Перед измерениями электроды 1 соединяют друг с другом через слой электропроводящего геля 3. Измерения проводятся при напряжении $U_1 = 1$ В на частоте 20Гц, что соответствует току 0,1мА при положении переключателя П в положении б. Затем переключатель переводят в положение а и измеряют напряжение U_2 . Перед измерением электроды соединяют друг с другом через слой электропроводящего геля. Величина переходного импеданса (электрод-электролит) определяется как:

$$Z = \frac{U_p}{U_1 - U_2} R \quad (4.10)$$

Результат считается удовлетворительным, если значение Z не превышает величины 200Ом,

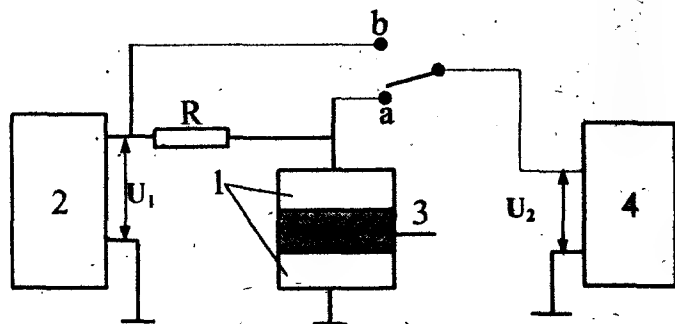


Рисунок 4.22. Схема измерения импеданса электрод-электролит.

Измерение параметров электромеханического шума рекомендуется производить по другой схеме (рисунок 4.23). Здесь 1 – электродная ячейка, А – испытуемый электрод, Б – вспомогательный электрод, токосъемная поверхность которого не подвергается механическим воздействиям, В – электролитная матрица из пористого эластичного материала, заполненная электролитом контактным веществом, 2 – измерительный вольтметр с пределом измерения 0-1000 мкВ.

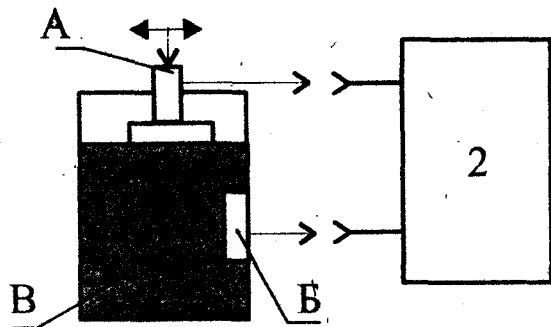


Рисунок 4.23. Схема измерения параметров электромеханического шума.

Измерения рекомендуется производить при смещениях по касательной к поверхности электролитной матрицы на $3 \pm 0,3$ мм в прямом и обратном направлениях, а так же изменением давления электрода на матрицу от 5 до 10 кПа и с 10 вновь до 5 кПа. Время касательного смещения – не более 0,1 с

интервалом 30 сек; количество смещений – не менее 4-х. Измерения рекомендуют производить не ранее чем через час после приложения электрода к матрице. Для измерения уровня шумов следует использовать селективные усилители с необходимой полосой пропускания и фоторегистраторы с чувствительностью 1 мкВ в диапазоне частот от 0,05 до 300 Гц. В ходе эксперимента регистрируется величина напряжения, создаваемого механическими перемещениями, определяемая как:

$$U = \frac{A_s}{K}, \quad (4.11)$$

где A_s – отклонение на записи, вызванное напряжением электромеханического шума, в мм;

K – чувствительность измерителя. Результаты испытаний считаются положительными, если в течение 1 часа, начиная от времени готовности, максимальные величины не превышают оговоренных в стандарте.

4.8. Входные цепи устройств регистрации биопотенциалов

При регистрации биопотенциалов их источником служат живые объекты, которые могут быть представлены эквивалентными электрическими генераторами. Хорошо известно, что свойства любого электрического генератора определяются характером изменения регистрируемого сигнала во времени и его внутренним сопротивлением. Уровень потенциалов столь слабый, что для обеспечения возможности их регистрации или анализа необходим усилитель, который известен как усилитель биопотенциалов (УБП). Усилители биопотенциалов являются наиболее распространенными узлами современной диагностической аппаратуры. В то же время, несмотря на быстрое развитие электроники и, в частности, появление на рынке высококачественных инструментальных усилителей, вопрос о создании УБП в интегральном исполнении, отвечающих современным требованиям, остается нерешенным. Причина этого заключается в том, что в отводимом с помощью электродов сигнале вместе с полезной составляющей порядка 1 мВ (и ниже) присутствуют инфранизочастотная составляющая (до 300 мВ) и синусоидальная помеха (до 10-20 В) частотой 50 Гц от силовой и осветительной сети. Кроме того, источником шума может выступать сам усилитель как устройство, обладающее высокой чувствительностью и содержащее на входе активные элементы.

Борьба с помехами от силовой сети облегчается тем, что вследствие относительно хорошей электропроводности биологических структур потенциал помехи практически одинаков (синфазен) во всех точках объекта, и его можно подавить (значительно ослабить) путем дифференциального съема полезного сигнала. Задачи подавления других помех и обеспечение низкого уровня собственных шумов усилителя биопотенциалов являются наиболее специфическими и важными при проектировании УБП.

Решение отмеченных задач осложняется тем, что к входным зажимам УБП могут быть подключены дополнительные устройства, обеспечивающие его нормальное функционирование в различных вариантах его применения. В общем случае к этим устройствам относятся: кабель отведений, подавитель синфазных помех, переключатель отведений, калибратор амплитуды, детектор плохого контакта в системе отведений, буферные электродные усилители. При необходимости к входу УБП (например, для электрокардиографии) могут подключаться схема защиты от воздействия импульсов дефибрилятора или выделитель артефакта стимулирующего импульса и т.п. Поэтому важнейшим становится вопрос обеспечения согласования входной цепи УБП с источником возбуждения - эквивалентным генератором.

Отмеченные особенности ставят перед разработчиками устройств согласования биологического объекта и технических средств съема и регистрации биопотенциалов ряд проблем, которые и будут рассмотрены ниже.

4.8.1. Характеристика источников биопотенциалов

Электрограмма при различных методах регистрации биопотенциалов измеряется с помощью электродов, расположенных определенным образом на поверхности тела (или введенных внутрь организма) в соответствии с некоторой системой отведений. Источники возбуждения для разных методов различны, разнообразна форма и параметры регистрируемых потенциалов, различны параметры сигналов, передающих диагностическую информацию о состоянии организма. Опыт проведения исследований позволяет установить, что двойные амплитуды потенциалов живых объектов лежат в пределах от 5 мкВ до 120 мВ, диапазоны частот от 10^{-4} до 10^3 Гц и выше. При клинических наблюдениях,

контроле за состоянием и в ряде исследований эти диапазоны ограничиваются значениями параметров некоторых биологических сигналов, приведенными в табл. 4.1. Однако есть ряд общих особенностей этих источников возбуждения, которые и определяют специфику регистрации биопотенциалов.

Основной особенностью биологических источников электрических потенциалов является нестабильность межэлектродного сопротивления, включающего переходные сопротивления систем "кожа-электролит-электрод", которое соответствует внутреннему сопротивлению источника возбуждения R_{in} . В процессе длительного исследования сопротивление R_{in} может изменяться в пределах 10^3 - 10^6 Ом, что определяет минимально допустимое значение входного сопротивления усилителя.

При оценке особенностей источника биопотенциалов необходимо также учитывать:

- нестабильность внутреннего сопротивления за счет изменения сопротивлений переходов кожа-электрод: при этом приходится считаться с большими значениями межэлектродных сопротивлений, их разбалансом в определенной системе отведений;

- образование на переходах кожа-электрод напряжений поляризации, создающих на входе УБП напряжения смещения, которые могут достигать величин ± 300 мВ; такое напряжение может вызвать насыщение усилителя;

- медленный дрейф напряжения поляризации и резкие его изменения при смещениях электродов, вызванных движениями пациента: скачки напряжений создают трудно устранимые электрические помехи;

- наличие напряжений помех, попадающих на входы УБП синфазно и противофазно; помехи могут быть биологического (биопотенциалы других не исследуемых в конкретный момент органов и мышц) и физического (наведенные на объект напряжения от незранированных участков сетевой проводки, сетевых шнуров и других приборов) происхождения;

- наличие импульсных помех при воздействии на объект терапевтических аппаратов, как например, в электрокардиографических исследованиях при использовании кардиостимуляторов или дефибриляторов.

Перечисленные особенности источника возбуждения в значительной степени определяют построение УБП, особенно их входных цепей.

На входных зажимах УБП не допускается наличие напряжения, которое через электроды может оказаться подведенным к объекту исследования, так как оно может вызвать появление неконтролируемых микро- и макротоков. Кроме того, необходимо подавлять паразитный сигнал среднего уровня (синфазный сигнал, источником которого являются наводки от питающей сети), который по величине во много раз может превысить полезный разностный (дифференциальный) сигнал. В качестве меры подавления синфазного сигнала на входе усилителя применяются дифференциальные каскады. Устройства регистрации биопотенциалов должны содержать схемы калибровки, позволяющие быстро и точно определять значение исследуемого входного напряжения. Рассмотрим подробнее параметры усилителей биопотенциалов.

4.8.2. Параметры усилителей биопотенциалов

Для УБП (рисунок 4.24) следует различать сигнал среднего уровня и разностный. В общем случае на входные клеммы 1 и 2 инструментального усилителя (ИУ) УБП подаются сигналы $U_{ВХ}$ и $U_{ВХ}''$, содержащие составляющую среднего уровня $U_{ВХ,У}$ и разностную составляющую $U_{ВХ,Р}$:

$$U_{ВХ,У} = \frac{U_{ВХ} + U_{ВХ}''}{2}; U_{ВХ,Р} = \frac{U_{ВХ} - U_{ВХ}''}{2}$$

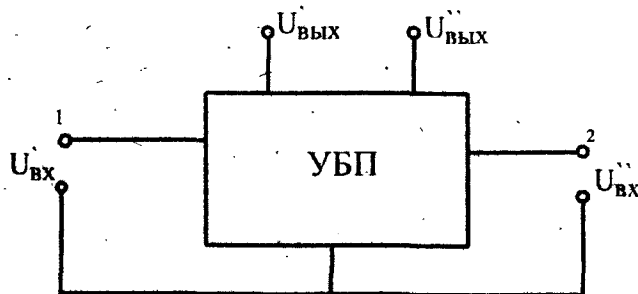


Рисунок 4.24. Входные и выходные сигналы УБП.

При этом:

$$U_{ВХ} = U_{ВХ,У} + U_{ВХ,Р} \quad \text{и} \quad U_{ВХ}'' = U_{ВХ,У} - U_{ВХ,Р}$$

Составляющие выходного сигнала на выходе дифференциального усилителя (ДУ) ИУ:

$$U_{ВЫХ,У} = \frac{U_{ВЫХ} + U_{ВЫХ}''}{2} \quad \text{и} \quad U_{ВЫХ,Р} = \frac{U_{ВЫХ} - U_{ВЫХ}''}{2}$$

При асимметрии плеч ДУ сигнал $U_{ВЫХ,У}$ может быть вызван как входным сигналом среднего уровня $U_{ВХ,У}$, так и входным разностным сигналом $U_{ВХ,Р}$. В первом случае обозначим его $U_{ВЫХ,У,У}$, во втором - $U_{ВЫХ,У,Р}$. Аналогично сигнал $U_{ВЫХ,Р}$, вызванный входным разностным сигналом и входным сигналом среднего уровня, обозначим соответственно $U_{ВЫХ,Р,Р}$ и $U_{ВЫХ,Р,У}$.

Введем ряд коэффициентов передачи: $K_{Р,Р}$ - отношение разностного выходного сигнала к разностному входному сигналу; $K_{У,Р}$ - отношение выходного сигнала среднего уровня к разностному входному сигналу; $K_{У,У}$ - отношение выходного сигнала среднего уровня к входному сигналу среднего уровня; $K_{Р,У}$ - отношение выходного разностного сигнала к входному сигналу среднего уровня:

$$K_{Р,Р} = U_{ВЫХ,Р,Р} / U_{ВХ,Р}; \quad K_{У,Р} = U_{ВЫХ,У,Р} / U_{ВХ,Р};$$

$$K_{У,У} = U_{ВЫХ,У,У} / U_{ВХ,У}; \quad K_{Р,У} = U_{ВЫХ,Р,У} / U_{ВХ,У}$$

Важным параметром ДУ является коэффициент режекции H , определяемый как отношение входного напряжения среднего уровня $U_{ВХ,У}$ (напряжения помехи на входе) к входному разностному напряжению $U_{ВХ,Р}$ (напряжение полезного сигнала на входе), при котором на выходе усилителя образуется одинаковый по величине разностный сигнал:

$$H = \frac{U_{ВХ,У}}{U_{ВХ,Р}} \Big|_{U_{ВЫХ,Р,У} = U_{ВЫХ,Р,Р}} = \frac{U_{ВХ,У}}{U_{ВХ,Р}} \cdot \frac{U_{ВЫХ,Р,Р}}{U_{ВЫХ,Р,У}} = \frac{K_{Р,Р}}{K_{Р,У}}$$

Коэффициент режекции характеризует влияние асимметрии плеч ДУ: при идеальной симметрии $H = \infty$.

Если известны входное разностное напряжение и входное напряжение среднего уровня и требуется обеспечить получение отношения сигнал/шум на выходе усилителя

$$\Psi = U_{\text{сигн.вых}} / U_{\text{п.вых}} = U_{\text{вых.р.р}} / U_{\text{вых.р.у}} = \Psi_{\text{д.}}$$

где $\Psi_{\text{д}}$ - допустимое отношение сигнал/шум, то коэффициент режекции H следует определить из соотношения:

$$H = \frac{U_{\text{вх.у}}}{U_{\text{вх.р}}} \Psi_{\text{д}}$$

Например, если $U_{\text{вх.р}} = 1$ мВ, $U_{\text{вх.у}} = 1$ В и $\Psi_{\text{д}} = 100$, то $H = 10^5$. Значение коэффициента режекции ДУ лежит обычно в пределах $10^3 - 10^6$. Отношение коэффициентов передачи разностного сигнала $K_{\text{р.р}}$ и сигнала среднего уровня $K_{\text{у}}$ называется коэффициентом дискриминации F :

$$F = K_{\text{р.р}} / K_{\text{у.у}}$$

Когда сигнал с выхода дифференциальной схемы снимается только с одного активного выхода (например при переходе от дифференциальной схемы к однополюсной), то для оценки уровня подавления синфазной помехи используют еще один показатель - коэффициент подавления синфазной помехи $K_{\text{сп}}$, определяемый как отношение коэффициента передачи разностного полезного сигнала к коэффициенту преобразования синфазного сигнала помехи в выходной однофазный сигнал. В зарубежной литературе он обозначается как параметр CMRR, который нормируется для УБП. Часто его выражают через отношение отношения сигнал/шум на выходе УБП - $\Psi_{\text{вых}}$ к отношению сигнал/шум на входе - $\Psi_{\text{вх}}$:

$$K_{\text{сп}} = \Psi_{\text{вых}} / \Psi_{\text{вх}}$$

Например, пусть сигнал на входе составляет 1 мВ, размах синфазной помехи - 200 мВ, а требуемое отношение сигнал/шум на выходе - 50, тогда нетрудно определить требуемый коэффициент подавления синфазной помехи $K_{\text{сп}} = 10^4$.

При расчетах дифференциальных схем и определении требований к отдельным блокам УБП удобнее пользоваться коэффициентами H и F .

Часто необходимо определить коэффициенты режекции и дискриминации для многокаскадных ДУ. Следует иметь в виду, что при последовательном соединении дифференциальных каскадов коэффициенты подавления синфазных помех не перемножаются, а имеет место функциональная связь между коэффициентом подавления синфазных помех многокаскадного усилителя и коэффициентами режекции и дискриминации каждой их последовательно соединенных дифференциальных схем. Определим коэффициенты режекции и дискриминации для двухкаскадного дифференциального усилителя.

Для двухкаскадного усилителя коэффициент режекции $H_{\text{кв2}}$ может быть выражен через коэффициенты режекции и коэффициенты передачи отдельных каскадов. По определению:

$$H_{\text{кв2}} = \frac{U_{\text{вх.у1}}}{U_{\text{вх.р1}} | U_{\text{вых.р.у2}}} = U_{\text{вых.р.р2}}$$

Рассматривая усилитель как линейную систему и пользуясь принципом суперпозиции, для разностного сигнала на выходе второго каскада $U_{\text{вых.р.р2}}$, вызванного входным разностным сигналом $U_{\text{вх.р1}}$, получаем:

$$U_{\text{вых.р.р2}} = (K_{\text{р.р1}} \cdot K_{\text{р.р2}} + K_{\text{у.р1}} \cdot K_{\text{у.р2}}) \cdot U_{\text{вх.р1}}$$

Для разностного сигнала на выходе того же каскада от входного сигнала среднего уровня имеем:

$$U_{\text{вых.р.у2}} = (K_{\text{р.у1}} \cdot K_{\text{р.у2}} + K_{\text{у.у1}} \cdot K_{\text{у.у2}}) \cdot U_{\text{вх.у1}}$$

При $U_{\text{вых.р.р2}} = U_{\text{вых.р.у2}}$ с учетом $H_1 = K_{\text{р.р1}} / K_{\text{р.у1}}$ и $H_2 = K_{\text{р.р2}} / K_{\text{р.у2}}$ находим:

$$H_{\text{кв2}} = \frac{K_{\text{р.р1}} \cdot K_{\text{р.р2}} + K_{\text{у.р1}} \cdot K_{\text{у.р2}}}{K_{\text{р.у1}} \cdot K_{\text{р.у2}} + K_{\text{у.у1}} \cdot K_{\text{у.у2}}} = \frac{H_1 \cdot H_2 + K_{\text{у.р1}} \cdot K_{\text{у.у1}}}{H_2 + K_{\text{у.у1}} \cdot K_{\text{р.у1}}} = H_1 \cdot \frac{1 + \frac{1}{G_1} \cdot H_2}{1 + \frac{H_1}{F_1} \cdot H_2}$$

где $G_1 = K_{p,1}/K_{y,1}$.

Так как обычно $H_1 \cdot H_2 \gg K_{y,1} \cdot K_{p,1}$, то

$$H_{\text{эв.2}} = \frac{H_2}{H_2 + H_1 F_1} H_1 \quad \text{или} \quad \frac{1}{H_{\text{эв.2}}} = \frac{1}{H_1} + \frac{1}{H_2 F_1} \quad (4.13)$$

Полученные выражения показывают, что коэффициент режекции двухкаскадного усилителя не может быть больше коэффициента режекции первого каскада.

Коэффициент дискриминации двухкаскадного усилителя можно записать в виде:

$$F_{\text{эв.2}} = \frac{K_{p,1}}{K_{y,1}} = \frac{K_{p,1} \cdot K_{p,2} + K_{y,1} \cdot K_{y,2}}{K_{y,1} \cdot K_{y,2} + K_{p,1} \cdot K_{p,2}} = \frac{1 + 1/G_1 \cdot H_2}{1/F_1 \cdot F_2 + 1/H_1 \cdot G_2}$$

где $G_2 = K_{p,2}/K_{y,2}$.

Так как $1/(G_1 \cdot H_2) \ll 1$, то

$$F_{\text{эв.2}} = \frac{1}{1/F_1 \cdot F_2 + 1/H_1 \cdot G_2} = \frac{H_1}{1/G_2 + H_1/F_1 \cdot F_2}$$

или

$$\frac{1}{F_{\text{эв.2}}} = \frac{1}{H_1 \cdot G_2} + \frac{1}{F_1 \cdot F_2}$$

Обычно

$$\frac{1}{G_1} + \frac{H_1}{F_1 \cdot F_2} < 1$$

Следовательно, коэффициент дискриминации двухкаскадного усилителя $F_{\text{эв.2}}$ больше коэффициента режекции первого каскада H_1 , а значит и больше коэффициента режекции двухкаскадного усилителя $H_{\text{эв.2}}$. Таким образом, при выполнении последнего неравенства результирующий коэффициент режекции не может быть выше результирующего коэффициента дискриминации.

Рассматривая двухкаскадный усилитель как однокаскадный можно распространить полученные результаты для расчетов на трех- и более каскадные усилители.

Для УБП следует различать входное сопротивление для сигнала среднего уровня $Z_{\text{вх.у}}$ и для разностного сигнала $Z_{\text{вх.р}}$. Входные сопротивления лежат в пределах от единиц до сотен мегаомов.

Кроме рассмотренных параметров, УБП, как и любой другой усилитель, характеризуется линейными и нелинейными искажениями, динамическим диапазоном, выходными параметрами.

Для реализации УБП обычно используют инструментальные усилители, структура которых показана на рисунке 4.25, а схема УБП на его основе – на рисунке 4.26.

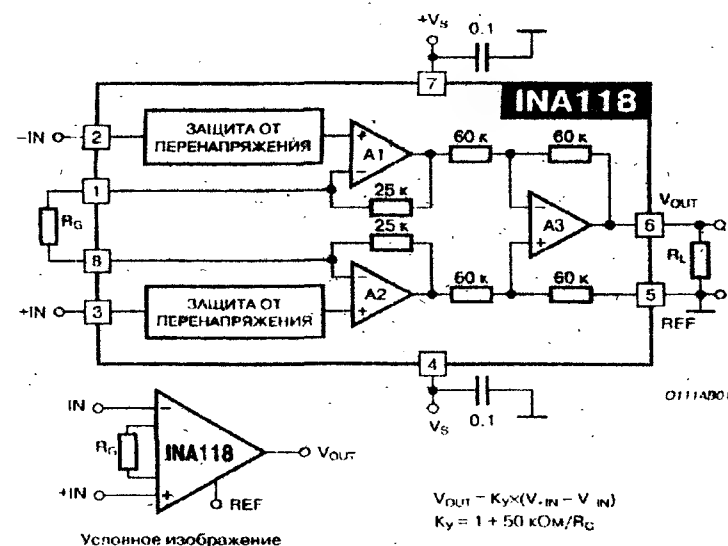


Рисунок 4.25. Принципиальная схема инструментального усилителя.

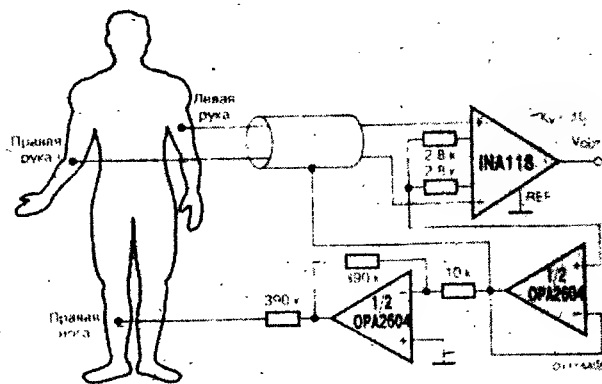


Рисунок 4.26. Схема усилителя ЭКГ-сигналов.

4.8.3. Эквивалентные схемы входной цепи усилителей биопотенциалов

Живой объект с наложенными электродами схематически можно представить в виде, изображенном на рисунок 4.27.

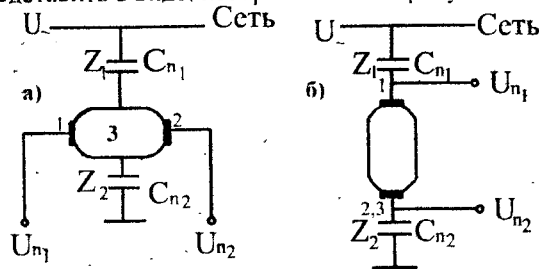


Рисунок 4.27. Схема наложения электродов.

Через паразитные емкости C_{n1} и C_{n2} на объект наводятся помехи от силовой (осветительной) сети. Напряжение помех в точке 1 выражается как:

$$U_{n1} = \frac{Z_0 + Z_2}{Z_1 + Z_2 + Z_0} \cdot U^-$$

где Z_0 - сопротивление биоткани между точками 1 и 3; Z_1 и Z_2 - сопротивления паразитных емкостей C_{n1} и C_{n2} .

Если сопротивление между точками 2 и 3 также равно Z_0 (рисунок 4.27,а), то напряжение помехи в точке 2 будет соответствовать напряжению помехи в точке 1: $U_{n1} = U_{n2}$. При несимметричном расположении электродов относительно источника наводки (рисунок 4.25,б), считая точки 2 и 3 совпавшими, имеем:

$$U_{n1} = \frac{Z_0 + Z_2}{Z_1 + Z_2 + Z_0} \cdot U^-; U_{n2} = \frac{Z_2}{Z_1 + Z_2 + Z_0} \cdot U^-$$

Так как сопротивление ткани живого объекта Z_0 во много раз меньше сопротивления Z_2 , то, пренебрегая им по сравнению с Z_2 , получаем одинаковое синфазное напряжение помех в точках 1 и 2 наложения электродов:

$$U_{n1} = U_{n2} = \frac{Z_2}{Z_1 + Z_2} \cdot U^-$$

Например, при $U^- = 220$ В, $Z_1 = 2 \cdot 10^8$ Ом, $Z_2 = 10^7$ Ом напряжение помех $U_{n1} = U_{n2} = 10,5$ В.

Если напряжения помех U_{n1} и U_{n2} неодинаковы, то это вызывает появление на входе усилителя разностного сигнала:

$$U_{n,p} = (U_{n1} - U_{n2})/2$$

Такую разностную помеху невозможно отделить от полезного разностного сигнала, если частотные спектры перекрываются. Для ослабления напряжения помех используется нейтральный специальный электрод, с помощью которого пациента соединяют с заземляющим проводом. Считая сопротивление между кожей и нейтральным электродом $Z_2 = 5 \cdot 10^4$ Ом, при симметричном расположении электродов относительно источника наводок получаем напряжение помех $U_{n1} = U_{n2} = 52,5$ мВ.

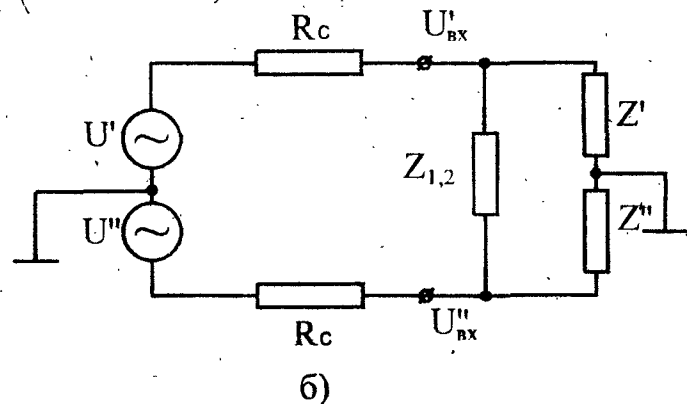
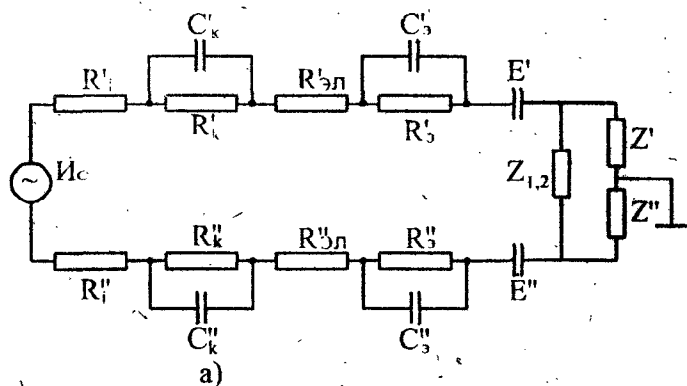


Рисунок 4.28: Эквивалентные схемы УБП.

Биообъект, являющийся источником возбуждения усилителя, можно рассматривать как эквивалентный генератор напряжения U_c , включенный последовательно с сопротивлением R_i , состоящим из внутреннего сопротивления самого генератора и сопротивления тканей, расположенных между генератором и участком кожи, к которому приложен электрод. На рисунке 4.28,а R_k и C_k - сопротивление и емкость кожи между электродом и прилегающими внутренними тканями; R_3 и C_3 - сопротивление и емкость электродов; $R_{эл}$ - сопротивление электролита, наносимого на электрод; Z' , Z'' и $Z_{1,2}$ - сопротивления входной цепи усилителя. Поляризационные потенциалы, возникающие на границе "электрод-кожа", обозначены через E' и E'' . Для практических расчетов схему можно упростить (рисунок 4.28,б).

Сопротивление эквивалентных генераторов возбуждения R_c , учитывающее сопротивление биотканей, электродов и кожи, под воздействием ряда факторов (изменения кровенаполнения, сопротивления системы "кожа-электрод" и др.) может существенно меняться в процессе исследования и лежит, как правило, в пределах $10^3 \div 10^6$ Ом. Разность сопротивлений $\Delta R_c = R'_c - R''_c$ может достигать десятков и сотен килоомов, что обуславливает довольно жесткие требования к входной цепи усилителя. Изменение сопротивления R'_c на величину $\Delta R'_c$ вызывает изменение входного напряжения среднего уровня $U'_{вх,y}$ на величину $\Delta U'_{вх,y}$. Так как

$$U'_{вх,y} = \frac{Z_{вх,y}}{R'_c + Z_{вх,y}} \cdot U_c = f(R'_c),$$

то

$$\frac{dU'_{вх,y}}{dR'_c} = -\frac{Z_{вх,y}}{(R'_c + Z_{вх,y})^2} U_c$$

и после перехода к конечным приращениям, получаем:

$$\Delta U'_{вх,y} = \frac{Z_{вх,y}}{(R'_c + Z_{вх,y})^2} U_c \cdot \Delta R'_c$$

Введем понятие коэффициента режекции входной цепи $H_{вх}$, определив его следующим образом:

$$H_{вх} = \frac{U_{вх,y}}{\Delta U'_{вх,y}}$$

Это оправдывается тем, что $\Delta U'_{вх,y}$ можно рассматривать как разностный (противофазный) сигнал на входе усилителя, вызванный сигналом среднего уровня $U'_{вх,y}$ при изменении сопротивления R'_c на величину $\pm \Delta R'_c$. Тогда

$$H_{вх} = -\frac{Z_{вх,y} U'_c}{R'_c + Z_{вх,y}} \cdot \frac{(R'_c + Z_{вх,y})}{Z_{вх,y} U'_c \Delta R'_c} = -\frac{R'_c + Z_{вх,y}}{\Delta R'_c} \quad (4.15)$$

Знак минус означает, что с увеличением R'_c уменьшается входное напряжение $U'_{вх,y}$. Опуская знак минус и считая $Z_{вх,y} \gg R'_c$, получаем:

$$H_{\text{вх}} = \frac{Z_{\text{вх}}}{\Delta R_c}$$

Коэффициент режекции входной цепи $H_{\text{вх}}$ должен быть больше коэффициента режекции всего усилителя. Входное сопротивление для сигнала среднего уровня $Z_{\text{вх.у}}$ определяется как:

$$Z_{\text{вх.у}} = H_{\text{вх}} \cdot \Delta R_c. \quad (4.16)$$

Например, если $H_{\text{вх}} = 10^4$ и $\Delta R_c = 5 \cdot 10^4$, то $Z_{\text{вх.у}} = 5 \cdot 10^8$ Ом. Необходимость в таком большом входном сопротивлении обусловлена необходимостью подавления помех, вызываемых изменениями внутреннего сопротивления эквивалентного источника возбуждения усилителя. Это особенно важно при длительных исследованиях и для миографии. Естественно, что внутреннее сопротивление эквивалентного генератора не может изменяться с большой частотой. Поэтому большое входное сопротивление должно быть обеспечено для области низких частот порядка единиц Гц и менее. Это весьма существенно, так как, например, входная емкость 10 пФ при частоте 1000 Гц обладает сопротивлением всего 16 МОм.

Аналогичные расчеты можно провести и для разностных сигналов:

$$\frac{U_{\text{вх.р}}}{\Delta U_{\text{вх.р}}} = - \frac{R_c + Z_{\text{вх.р}}}{\Delta R_c}$$

или, опуская знак минус и считая $Z_{\text{вх.р}} \gg R_c$,

$$\frac{\Delta U_{\text{вх.р}}}{U_{\text{вх.р}}} = - \frac{\Delta R_c}{Z_{\text{вх.р}}} = - \frac{a}{100},$$

где a - относительное изменение входного напряжения в процентах, вызванное изменением внутреннего сопротивления эквивалентного источника возбуждения.

Для входного сопротивления по разностному сигналу получаем:

$$Z_{\text{вх.р}} = \frac{\Delta R_c}{a} \cdot 100. \quad (4.17)$$

Например, если $a = 1\%$ и $\Delta R_c = 5 \cdot 10^5$, то $Z_{\text{вх.р}} = 5 \cdot 10^7$. Недостаточное входное сопротивление усилителя по сигналу среднего уровня и разностному сигналу во многих случаях является источником неустойчивых результатов, которые ошибочно приписываются особенностям живого организма.

4.8.4. Экранирование входа усилителей биопотенциалов

Напряжение помех $U_{\text{п}}$ может наводиться и на линии, связывающей биологический объект с электрофизиологическим прибором, - кабели отведений, которые обычно представляют собой высокоомные линии связи, очень чувствительные к емкостным наводкам. Для таких линий велика опасность больших наводок от осветительной сети (рисунок 4.29).

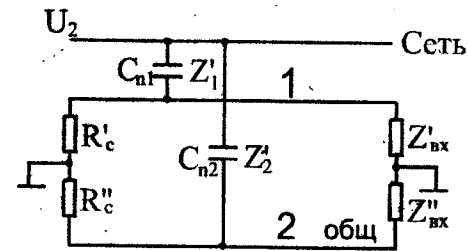


Рисунок 4.29. Эквивалентная схема наводок в линии от осветительной сети.

Обозначив сопротивление паразитной емкости C_{n1} между сетью и проводом 1 через Z'_1 , его сопротивление по отношению к общей точке - через Z'_2 , где $Z'_2 = R'_c \parallel Z'_{\text{вх}}$, для напряжения помех на этом проводе получим:

$$U_{\text{п1}} = \frac{Z'_2}{Z'_1 + Z'_2} \cdot U \sim$$

Аналогично

$$U_{\text{п2}} = \frac{Z'_1}{Z'_1 + Z'_2} \cdot U \sim$$

При большом входном сопротивлении усилителя сопротивления Z'_2 и Z''_2 определяются в основном сопротивлениями R'_c и R''_c входных концов линии. Для ослабления наводок на провода линии сопротивления R'_c и R''_c следует

уменьшить, что ослабляет также электромагнитные наводки на линию, которые при больших сопротивлениях R'_c и R''_c могут полностью подавить полезный сигнал.

Магнитные разностные наводки при сближении проводов 1 и 2 ослабевают, так как при этом уменьшается площадь замкнутого контура, образуемого этими проводами, через который проходит переменное магнитное поле, вызывающее разностные наводки.

Одним из выходов для уменьшения наводок является помещение кабелей отведений в экран, однако, при этом увеличиваются емкости отводящих проводов. При механических перемещениях кабеля паразитные емкости проводов могут, хотя и в малых пределах, изменяться, приводя к появлению шумов экранирования, которые при малых амплитудах исследуемого сигнала начинают играть существенную роль. Так, при напряжении наводки 10В и изменении емкости на 0,01% скачки напряжения шумов достигают 1мВ. Несмотря на экранировку, кабель играет роль антенны, а при значительной длине он будет вносить основной вклад в величины емкостей C_{n1} и C_{n2} .

Вообще говоря, защита усилителя биосигналов от наводок путем экранирования кабеля отведений - не простая задача [11,17]. Эта защита будет эффективнее, если следовать нескольким простым принципам:

- все проводники, несущие относительно слабый полезный сигнал должны быть помещены в экран;
- проводник заземления экрана должен быть подключен к нулевому проводу источника возбуждения только один раз;
- при экранировании низкочастотных шумов в ближней зоне излучения, при защите от радиопомех это соединение следует подбирать экспериментально;
- экран и нулевой провод сигнала должны быть заземлены у источника питания в одной точке;
- заземление, по которому течет ток нагрузки к источнику питания, должно осуществляться отдельным проводом, а не объединяться с нулевым проводом сигнала;
- желательно, чтобы кабель отведений был минимальной длины и при укладке занимал небольшую площадь.

В некоторых случаях использования усилителей биопотенциалов эффективным могут оказаться схемотехнические приемы уменьшения напряжения наводок на входные цепи усилителей.

Например, если на экран подать напряжение, равное синфазному (рисунок 4.30), то синфазное напряжение не будет затухать под влиянием входных цепей. Это приведет в свою очередь к тому, что не будет разных

затуханий по линиям связи, что улучшит эффект подавления синфазных помех. Однако такое присоединение экрана может привести к недопустимой нагрузке источника входного сигнала.

Этот недостаток может быть устранен в схеме, изображенной на рисунке 4.31. Резисторы R подобраны так, что не нагружают выходы усилителей OY_1 и OY_2 , напряжение в точке соединения этих резисторов приблизительно равно синфазному напряжению. Повторитель OY_4 работает как буферная схема между усилителем (OY_3) и экраном. Если емкость экрана невелика, можно обойтись без буферного каскада, а экран подсоединить к средней точке резисторов R .

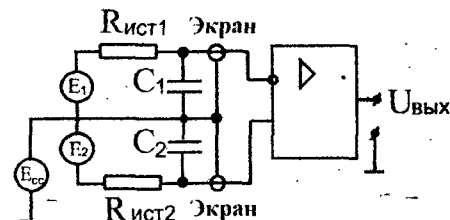


Рисунок 4.30. Эквивалентная схема входной цепи УБП при подаче на экран напряжения равного синфазному.

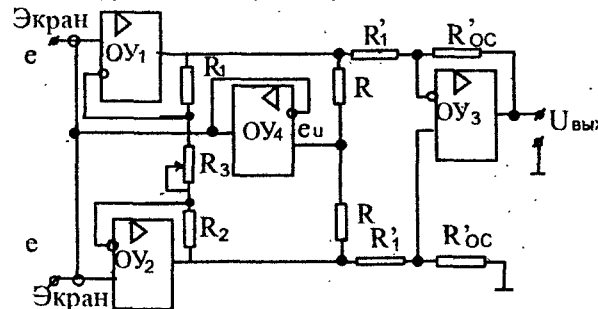


Рисунок 4.31. Схема УБП при подаче на экран напряжения полученного путем суммирования синфазных составляющих с выходов буферных усилителей.

Еще один вариант подключения усилителя биопотенциалов к источнику возбуждения и источнику питания иллюстрирует рисунок 4.32. Схема предназначена в качестве входной цепи усилителя электрокардиосигналов для мониторинговых систем [17]. Влияние кабеля отведений на входной импеданс УБП уменьшается, а коэффициент дискриминации входной цепи повышается за счет

применения на входе кабеля буферных усилителей ОУ₁ и ОУ₂, что позволяет согласовать линию связи, и усилителя ОУ₃ - подавителя синфазных сигналов. Подавление происходит благодаря отрицательной обратной связи (ОС) по синфазному сигналу на электрод, подключаемый к правой ноге (ПН). Отрицательная ОС поддерживает близким к нулю синфазное напряжение между входом ДУ и изолированным общим проводом.

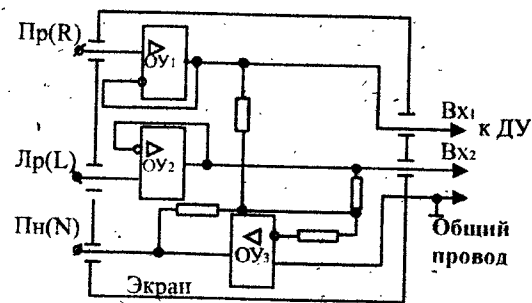


Рисунок 4.32. Вариант подключения УБП к источнику возбуждений и источнику питания.

4.8.5. Электродные усилители как входные узлы усилителей биопотенциалов

Во входной цепи, выполненной по схеме на рисунке 4.32 предусмотрены меры по согласованию линии связи биологического объекта и усилителя биопотенциалов. Для этого использованы дополнительные, электродные усилители для каждого электрода, расположенные в непосредственной близости от электродов и объединенные с ними конструктивно. Такие электродные усилители должны обладать высоким входным сопротивлением, удовлетворяющим полученным условиям (4.1) и (4.2), и выходным сопротивлением порядка десятков омов. Значение коэффициента передачи напряжения этих усилителей может быть близким к единице. Экраны кабелей отведений при использовании буферных электродных усилителей подключаются к выходам повторителей напряжения.

Использование электродных усилителей открывает широкие возможности по регистрации биопотенциалов от объектов, удаленных на достаточно большие расстояния от УБП. Основным назначением электродного усилителя является передача напряжения, снимаемого на кожном электродом, к

входу основного усилителя биопотенциалов. Так как электродный усилитель передает напряжение электрода относительно общей (нейтральной) точки, он не может быть выполнен в виде дифференциального каскада. Исключением составляют случаи съема биопотенциалов с двух близко расположенных электродов. Естественно, что электродные усилители, одинаково усиливающие и разностные сигналы двух электродов, и сигналы среднего уровня, не должны превращать входные сигналы среднего уровня в разностные сигналы на входе последующего дифференциального усилителя. Для этого коэффициенты передачи напряжения электродными усилителями должны быть идентичными с очень высокой степенью точности.

Допустимые вариации значений коэффициентов передачи K электродных усилителей можно определить следующим образом. Разностный сигнал на выходе двух электродных усилителей $U_{\text{вых.р}}$ с коэффициентами передачи K_1 и K_2 , вызванный входным сигналом среднего уровня $U_{\text{вх.у}}$, определяется выражением:

$$U_{\text{вых.р}} = \frac{U_{\text{вх.у}} \cdot (K_1 - K_2)}{2}$$

коэффициент передачи от сигнала среднего уровня на входе к разностному сигналу на выходе электродных усилителей $K_{\text{р.у}}$ - выражением:

$$K_{\text{р.у}} = \frac{U_{\text{вых.р}}}{U_{\text{вх.у}}} = \frac{K_1 - K_2}{2}$$

Если K_1 и K_2 близки к единице (повторители напряжения), то $K_{\text{р.у}} = K_{\text{у.у}} = 1$ и коэффициент режекции $H_{\text{у}}$ пары электродных усилителей имеет вид:

$$H_{\text{у}} = \frac{K_{\text{р.у}}}{K_1 - K_2} = \frac{2}{K_1 - K_2}$$

Так как коэффициент режекции электродных усилителей должен быть больше коэффициента режекции H всего усилительного канала (см. выражение (4.13)), то:

$$\Delta K = K_1 - K_2 < \frac{2}{H} = \frac{2 \cdot U_{\text{вх.р}}}{a \cdot U_{\text{вх.у}}}$$

Например, при $U_{вх.р} = 1\text{мВ}$, $U_{вх.у} = 1\text{В}$ и $a = 100$ получаем $\Delta K < 2 \cdot 10^{-4}$.

При использовании нейтрального электрода, с помощью которого пациент соединен с корпусом (заземлен), можно считать $U_{вх.у} \approx 50\text{мВ}$. Тогда $\Delta K < 4 \cdot 10^{-4}$.

Такие высокие требования к идентичности коэффициентов передачи электродных усилителей и необходимость получения очень больших входных сопротивлений не могут быть обеспечены применением простых истоковых или эмиттерных повторителей. Требуется использование более сложных схем, в частности операционных усилителей с большим входным и низким выходным сопротивлениями.

4.9. Особенности проектирования усилителей биопотенциалов

При проектировании усилителей биопотенциалов наиболее сложными этапами являются: составление функциональной схемы устройства, анализ требований к отдельным блокам; согласование входной цепи и расчет первых каскадов усиления. Идеальным для регистрации биопотенциалов был бы усилитель, который обладает бесконечно большим полым входным сопротивлением, полностью подавляет помехи от силовой сети, нечувствителен к потенциалам поляризации электродов и разностным помехам, лежащим за пределами полосы частот полезного сигнала, не имеет собственных шумов, способен сохранять свои характеристики при воздействии на него значительных кратковременных перегрузок, а также не вносит частотных и нелинейных искажений в полосе частот и в динамическом диапазоне полезного сигнала. Однако построить такой усилитель практически невозможно, поэтому при разработке УБП стремятся реализовать ряд требований к ним.

1. Входное сопротивление усилителя должно быть по возможности не ниже сопротивления биообъекта с учетом сопротивления перехода кожа-электрод с тем, чтобы не нагружать источник возбуждения, которым является биологический объект.

Например, для съема потенциалов с биологически активных точек рекомендуется соблюдать выполнение соотношения $R_{вх} > (1/\delta)R_{i\text{max}}$, где $R_{вх}$ - входное сопротивление усилителя; δ - максимально допустимая погрешность измерения; $R_{i\text{max}}$ - максимальное внутреннее сопротивление источника биопотенциалов, за которое принимают результат измерения сопротивления цепи системы "электрод-кожа-электрод". При этом учитывается, что нагрузка на биологически активные точки может существенно влиять на точность измерений, изменяя свойства каналов, связанных с этими точками. Для других измерительных систем эти условия могут быть менее жесткими.

Для частот исследуемых сигналов до сотен килогерц (например, при электроемкостных или импедансных исследованиях) можно учитывать только активные составляющие входных сопротивлений УБП.

Иногда при расчете допустимого значения входного сопротивления усилителя используют представление о допустимом отношении сигнал/шум. В этом случае расчетное соотношение имеет следующий вид:

$$|Z_{\text{вх}}| > 2 \cdot \frac{Z_n}{\frac{100}{\psi_{\text{сн}}} + 1}$$

где Z_n - паразитное сопротивление приэлектродной зоны (электрод-ткань); $\psi_{\text{сн}}$ - заданная величина отношения сигнал/помеха.

2. Коэффициент передачи и полоса частот УБП выбираются с таким расчетом, чтобы при максимальном размахе полезного сигнала суммарные полезный сигнал и сигналы всех видов помех не вышли за пределы линейного участка УБП с целью минимизации искажений величины сигнала.

Искажения, вносимые любыми усилительными устройствами, делятся на линейные и нелинейные. Линейные искажения возникают вследствие зависимости коэффициента передачи устройства от частоты сигнала. Эти искажения не изменяются при изменении амплитуды сигнала. Нелинейные искажения зависят от амплитуды, но не зависят от частоты; они связаны с нелинейностью амплитудной характеристики передачи усилителя. При регистрации биопотенциалов с помощью самопишущих приборов возникают дополнительно динамические искажения. Они появляются тогда, когда скорость изменения амплитуды сигнала на входе выше времени переходных процессов в устройстве регистрации. Такие искажения связаны с ограничениями быстройдействия схем, т.е. с ограничениями в области верхних частот.

Регистрация неискаженной формы и спектра сигнала позволяет сохранить максимальную диагностическую информацию в полезном сигнале, особенно в тех случаях, когда заранее не известны информативные признаки сигнала. Однако сохранение такого сигнала создает и ряд серьезных трудностей для его регистрации и последующего анализа. На практике регистрация сигналов в полном объеме не всегда целесообразна, особенно, когда известны информативные параметры. В этих случаях возможны значительные искажения сигналов, но при условии, чтобы они не вносили искажения в измеряемый параметр. Так, например, в исследовательских целях регистрация электрокардосигнала производится в диапазоне частот от 0,05 до 800 Гц, для клинических целей - в пределах от 0,1 до 100 Гц, а при регистрации частоты

сердечных сокращений - от 1 до 16 Гц. Нелинейные искажения в первом случае стремятся сделать менее 1%, во втором - 5%, а в третьем - искажения допустимы до 50%, лишь бы они не вызывали ошибки пропусков лишних срабатываний выходного формирующего устройства.

3. Входные каскады усилителя биопотенциалов строятся с таким расчетом, чтобы обеспечить подавление наиболее существенных помех и минимальный уровень собственных шумов при достаточно простых схемотехнических решениях.

Под помехами понимают сравнимые с величиной полезного сигнала напряжения, присутствующие в отводимых с помощью электродов потенциалах. Помехи по их виду, происхождению и влиянию на параметры полезного сигнала можно разделить на аддитивные и мультипликативные.

Аддитивные помехи складываются с сигналом; они вносят наибольшую погрешность и с ними труднее всего бороться. Они делятся на синфазные (сигнал среднего уровня) и разностные.

На поверхности тела относительно земли присутствует напряжение синфазной помехи частотой 50 Гц, амплитуду и фазу которой можно считать практически одинаковой во всех точках. Инфранизкочастотные синфазные помехи создаются средним уровнем поляризационных потенциалов электродов, а среднечастотные - средним уровнем биоэлектрической активности соседних органов и кожно-гальваническим рефлексом (КГР).

Эти же причины могут привести к возникновению разностных помех, мгновенные значения которых на входах усилителя равны по величине и противоположны по знаку. Разностную помеху могут создавать магнитные поля, пронизывающие контур, образованные проводами, которые соединяют электроды с усилителем биопотенциалов, а также сильные магнитные поля, воздействующие непосредственно на усилитель.

Мультипликативные помехи изменяют параметр одного из элементов контура передачи сигнала (например, сопротивления системы "кожа-электродит-электрод при высыхании электролита или при движениях пациента), меняют коэффициент передачи полезного сигнала, вызывая появление модуляции полезного сигнала помехой.

Значительный вклад в уровень помех вносят электроды, причем не только за счет поляризационных эффектов. От конструкции электродов и используемых материалов зависят собственные шумовые свойства электродов и интенсивность ряда процессов, происходящих в зоне контакта электрода с объектом исследования, которые могут явиться причиной интенсивных помех.

Еще одна группа помех связана со свойствами усилителя биопотенциалов. Поскольку в современных усилителях чаще всего

используются схемы на операционных усилителях (ОУ), то составляющими этой группы являются погрешности работы ОУ. К ним относят погрешности, возникающие из-за: нестабильности источников питания $U_{\text{пит}}$; температурного дрейфа $U_{\text{др}}$; неточности установки сопротивлений; конечности величины коэффициента усиления; конечных значений входных и выходных сопротивлений ОУ и др.

Уровень собственных УБП шумов определяется путем деления величины выходного шумового напряжения при подключении к входу УБП вместо источника биопотенциалов резистора, равного по величине выходному сопротивлению реального источника сигнала, на коэффициент передачи усилителя для полезного сигнала. Основной вклад в шумы УБП вносят первые каскады усиления, поэтому иногда их выполняют на навесных элементах, используя полевые транзисторы или транзисторы в микрорежиме их работы [19].

4.10. Обобщенные функциональные схемы усилителей биопотенциалов

Поскольку требования по полосе частот полезного сигнала, динамическому диапазону, коэффициенту усиления и другим параметрам, характер помех и шумов при отведении биопотенциалов с помощью накожных электродов сходны, то можно предложить обобщенную функциональную схему усилителя биопотенциалов, пригодную для построения усилительных каналов аппаратуры, предназначенной для большинства методов исследования биоэлектрической активности. Как правило, это усилители "прямого усиления".

На рисунке 4.33 приведена обобщенная схема усилительного канала, построенная исходя из функций, которые должны быть выполнены для обеспечения высокого качества передачи полезного сигнала.

В частных случаях реализации УБП некоторые блоки могут быть совмещены, но при проектировании любого высококачественного УБП должны быть учтены функции всех блоков, включенных в эту схему. Здесь используются следующие обозначения: Э - электроды (1,2 - активные, 0 - индифферентный), ЭУ - электродные усилители, ВЦ - входная цепь, СЗП - схема защиты от перегрузки, ПУБП - предварительный усилитель биопотенциалов, ФВЧ - фильтр верхних частот, ФНЧ - фильтр нижних частот, СУ - схема успокоения, ПрУ - промежуточный усилитель, СОП - схема определения перегрузки, ОУ - оконечный усилитель с регулировкой положения нулевой линии, а - выходные клеммы усилительного канала.

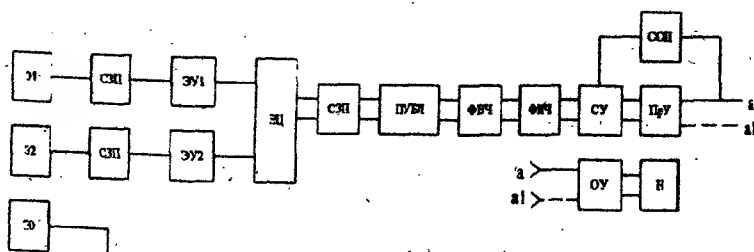


Рисунок 4.33. Обобщенная схема усилительного канала.

Наиболее специфичными для любых усилителей биопотенциалов являются входные цепи и предварительные каскады усиления, которые определяют подавление синфазных помех, шумовые характеристики канала в целом, чувствительность УБП к постоянным разностным помехам и флуктуациям сопротивлений источника возбуждения. После каскадов предварительного усиления осуществляется фильтрация разностных помех и усиление мощности сигнала.

В предварительных усилителях часто используют дифференциальные каскады, однако разностные помехи с их помощью не отделимы от полезного сигнала. Их фильтрация производится частотным (с помощью фильтров) и значительно реже временным способами.

После ФНЧ начинается оконечная часть УБП; она может строиться как по дифференциальной, так и по обычной схеме. Методы расчета этой части УБП не отличаются от расчета усилителей общего назначения, за исключением схемы ручного или автоматического успокоения.

При движениях пациента, отрыве одного из электродов разностный сигнал может в тысячу раз превышать сигнал в нормальных условиях. При этом происходит нелинейный ускоренный заряд переходных конденсаторов, и перегрузка усилительного канала по амплитуде. Для восстановления работоспособности и возвращения нулевой линии усилителя в рабочее положение требуется недопустимо большое время. В простейшем случае при ручном успокоении используется кнопка, с помощью которой закорачивается переходная цепь. При автоматическом успокоении в случае превышения усилителем заданных уровней срабатывает двухсторонний компаратор, выходной импульс которого вызывает срабатывание реле. При этом замыкаются контакты, закорачивающие переходные емкости, что приводит к сокращению времени восстановления.

Иногда схему на рисунке 4.33 дополняют так называемым "подавляющим усилителем", с помощью которого выделенный в первых

каскадах сигнал среднего уровня подается на правую ногу пациента через индифферентный электрод (на рисунке 4.33 показан пунктиром). Один из вариантов такого подключения источника возбуждения к УБП был рассмотрен выше и иллюстрируется схемой на рисунке 4.32.

Поиски радикальных мер повышения электробезопасности пациента при проведении электрофизиологических исследований привели к созданию УБП, в которых предварительный усилитель сигналов гальванически развязан от оконечной его части, - усилители с "плавающим входом". Принципиальным отличием УБП этого типа (рисунок 4.34) следует считать введение блоков прямого (ППС) и обратного (ОПС) преобразования сигналов и гальванической развязкой как цепи сигнала (ГРС), так и цепи питания (ГРП) предварительных каскадов усиления.

Наиболее сложными узлами каналов с гальванической развязкой, в значительной степени определяющими характеристики канала в целом, являются блоки гальванической развязки, в качестве которых могут использоваться:

- высокочастотные трансформаторы;
- конденсаторы специальной конструкции;
- оптроны (устройства, содержащие светодиоды и фотодиоды и представляющие собой по существу электро-оптико-электрические преобразователи).

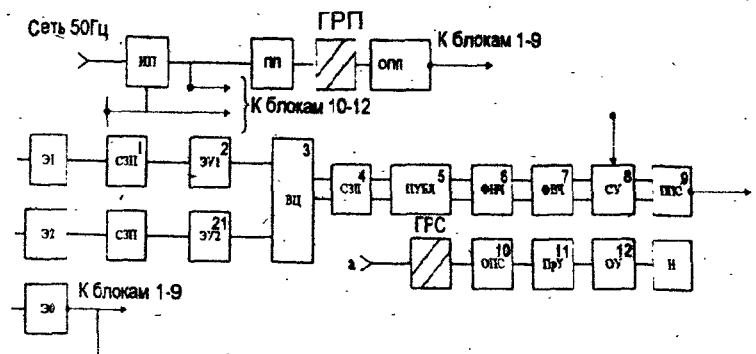


Рисунок 4.34. Схема УБП с плавающим входом.

Проводимость между изолированной частью и выходными блоками канала носит емкостной характер, а активной составляющей, определяемой качеством изоляции, как правило, можно пренебречь. С точки зрения

подавления синфазных помех введение гальванической развязки эквивалентно увеличению входного сопротивления для сигнала среднего уровня.

4.11. Измерительные преобразователи электрических параметров

Аппаратура для импедансных и электроемкостных измерений ориентирована на получении специфической информации о физиологических процессах, выражаемой в величинах электрических параметров биотканей. Эти измерения в зависимости от цели решаемой задачи производятся в различных частотных диапазонах. Постоянный ток и инфранизкочастотный диапазон (до 10 Гц) чаще всего используют при определении состояний кожного покрова, включая рефлекторные зоны человека и БАТ. Низкие и средние частоты находят применение преимущественно при исследовании функции легких и параметров сердечно-сосудистой системы. Например, известны приборы для трансторакальной, реоплетизмографии, реоэнцефаллографии и определения венозного кровотока, работающие на частотах 4кГц и 50кГц. На высоких частотах (до 0,5МГц) проводят исследования дыхательной функции легких, а при оценке изменений диэлектрических свойств тканей при появлении новообразований используют частоты до 100МГц и т.п. Известны так же методики, при реализации которых зондирование интересующей исследователя области осуществляется последовательно на нескольких частотах. Осуществить измерение электрических параметров позволяют измерительные преобразователи электрических параметров – ИПЭП.

Известно большое количество вариантов измерительных преобразователей этого типа. Их можно классифицировать по способам подключения к объекту исследования. Электрическому параметру, который преобразуется в ИПЭП, параметру выходного сигнала, который используется для передачи информации об измеряемом электрическом свойстве объекта, схемотехническим решениям и др.

По способам подключения к объекту исследования ИПЭП подразделяются на контактные и бесконтактные. Контактные ИПЭП используются при импедансных исследованиях, и они подключаются к биологическому объекту с помощью электродов. Бесконтактные преобразователи характерны для электроемкостных методов исследования, например, для диэлектрографии.

По электрическому параметру, преобразуемому в электрический сигнал, в ИПЭП различают преобразователи "сопротивление-напряжение" (СН), "ток-напряжение" (ТН), "заряд-напряжение" (ЗН) и преобразователи генераторного типа (ГТ).

Измерительные преобразователи сопротивления и тока в напряжение (ИПЭП-СН и ИПЭП-ТН) предназначены для получения электрического сигнала, параметры которого пропорциональны значению измеряемого сопротивления или тока.

Преобразователи заряда в напряжение (ИПЭП-ЗН) обеспечивают получение выходного напряжения, пропорционального электрическому заряду, попадающему на его вход.

Генераторные преобразователи (ИПЭП-ГТ) представляют собой генераторы напряжений заданной формы (чаще всего используются генераторы синусоидального напряжения), в которых один из элементов, от величины которого зависит частота (иногда амплитуда) генерируемого напряжения, связан с объектом исследования. Примером преобразователя такого типа является генератор гармонических сигналов с использованием колебательного контура, емкость (или индуктивность) которого зависит от исследуемых свойств биологического объекта.

По параметрам выходного сигнала, используемого для передачи информации об измеряемом электрическом свойстве объекта, различают преобразователи, в которых полезная информация содержится в амплитуде, частоте или фазе - для непрерывного сигнала или в амплитуде, частоте повторения, количестве импульсов за эталонный временной интервал, времени задержки, длительности импульса - для импульсных сигналов.

Каждый тип преобразователя имеет много вариантов схемотехнических решений. Наибольший интерес среди них вызывают мостовые и потенциометрические схемы ИПЭП.

Мостовые преобразователи могут использоваться в качестве базовых для измерения различных электрических свойств объекта исследования. Например, при измерении активного сопротивления (или импеданса) биотканей исследуемый участок объекта включается вместо одного из резисторов в четырехплечный резисторный мост. В другом варианте мостовой схемы, по крайней мере, один из резисторов моста выполняется переменным. Мост с его помощью балансируется, затем вместо одного из резисторов подключается неизвестное сопротивление, и мост балансируется снова. Отсчет величины неизвестного сопротивления можно получить по изменению сопротивления переменного резистора.

С помощью простейших преобразователей удастся достичь хороших технических характеристик только при достаточно больших значениях оцениваемого электрического свойства объекта. Повышение их чувствительности и помехозащищенности связано с необходимостью учета мешающих факторов, например, погрешности от сопротивления

соединительных проводов, конечного значения выходного сопротивления усилителя, паразитных емкостей и т.д. В этих случаях применяют более сложные преобразователи, примеры которых приведены ниже.

4.11.1. Преобразователи сопротивлений в напряжение

В этих преобразователях в качестве параметра сигнала, несущего информацию о сопротивлении, могут использоваться амплитуда, частота или фаза непрерывного синусоидального напряжения, однако предпочтение отдается амплитуде сигнала.

Потенциометрические схемы с двухпроводной линией связи с объектом исследования (рисунок 4.35) пригодны для измерения больших сопротивлений.

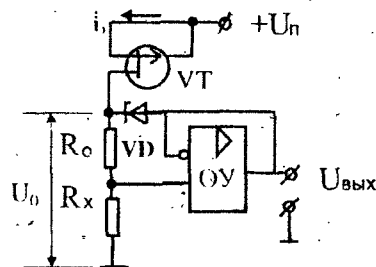


Рисунок 4.35. Преобразователь сопротивлений в напряжение с источником стабильного тока.

Источник стабильного тока обычно выполняется на полевом транзисторе Т, работающем в качестве повторителя напряжения, которое задается стабилитроном D. К источнику подключается последовательно резистор R₀, поэтому ток $i_x = U_0 / R_0$. Напряжение на выходе операционного усилителя ОУ, работающего в режиме повторителя напряжения, определяется как:

$$U_{\text{вых}} = U_0 \cdot R_x / R_0 = i_x \cdot R_x$$

Такой преобразователь имеет низкое выходное сопротивление, а изменение пределов измерения осуществляется резистором R₀. Однако при уменьшении величины сопротивления биоткани на измеряемое значение начинают влиять сопротивления соединительных проводов, поэтому точность измерений уменьшается.

Уменьшить влияние проводов соединительной линии на выходное напряжение позволяют преобразователи с трехпроводной линией связи (рисунок 4.36). Если пренебречь сопротивлением проводов, то

$$U_{\text{вых}} = -U_0 \cdot \frac{R_x}{R_0}$$

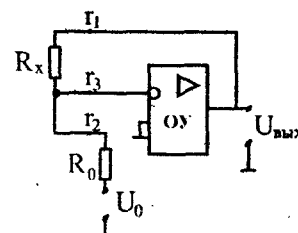


Рисунок 4.36. Преобразователь с трехпроводной линией связи.

Влияние соединительных проводов уменьшится за счет того, что один из этих проводов с сопротивлением r_1 подключен последовательно с R_x , а второй с сопротивлением r_2 - с R_0 . Третий провод с сопротивлением r_3 подключен к высокоомному входу ОУ. При выполнении условий $r_1 \ll R_x$ и $r_2 \ll R_0$ можно получить

$$U_{\text{вых}} = -U_0 \cdot \frac{R_x + r_1}{R_0 + r_2} \approx -U_0 \cdot \frac{R_x}{R_0} \cdot \left(1 + \frac{r_1}{R_x} - \frac{r_2}{R_0} \right)$$

при $r_1/R_x = r_2/R_0$ последняя зависимость близка к идеальной.

Недостатком этой схемы является ограничение диапазона изменения R_x , оно не может превысить величину R_0 .

Этот недостаток отсутствует у трехпроводной схемы ИПЭП-СН (рисунок 4.37), для которой при условии $r_1 = r_2$ погрешность от сопротивления соединительных линий исключается полностью независимо от величины R_x .

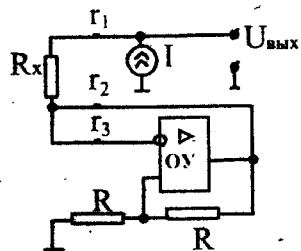


Рисунок 4.37. Трехпроводная схема ИПЭП-СН.

Для этой схемы

$$U_{\text{вых}} = I_0 \cdot (R_x + g_1 - g_2)$$

Преобразователи с четырёхпроводной линией (рисунок 4.38) осуществляют еще более значимое ослабление влияния сопротивлений соединительных проводов.

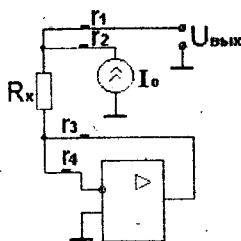


Рисунок 4.38 Преобразователь с четырёхпроводной линией.

В этой схеме повторитель поддерживает напряжение, равное нулю, на низкопотенциальном контакте резистора R_x , что исключает падение напряжения на проводе g_3 соединительной линии. Сопротивления g_1, g_2, g_4 не влияют на $U_{\text{вых}}$, поскольку они соединены последовательно с большими сопротивлениями - выходным сопротивлением источника тока, входным сопротивлением повторителя и последующего усилителя.

Существенно уменьшить погрешность измерения, вносимую соединительными проводами, и снизить требования к усилителям выходных

сигналов позволяют преобразователи, выполненные по мостовой или полумостовой схемам.

В полумостовом преобразователе (рисунок 4.39) измеряемая величина преобразуется в разность двух сопротивлений. Операционный усилитель DA_1 поддерживает напряжение U_0 (опорное напряжение) на верхнем (по схеме) зажиме полумоста. ОУ DA_2 подает на нижний зажим полумоста такое напряжение, при котором равны потенциалы на средней точке полумоста и на выходе делителя R_3, R_4 .

В результате через полумост протекает ток:

$$I = U_0 \cdot R_4 / [R_1 \cdot (R_3 + R_4)]$$

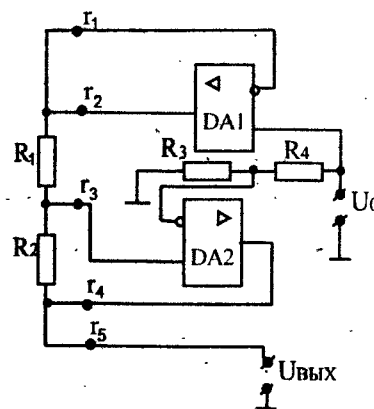


Рисунок 4.39. Полумостовой преобразователь.

Выходное напряжение, снимаемое с нижнего зажима полумоста, определяется выражением:

$$U_{\text{вых}} = U_0 \cdot \frac{R_3}{R_3 + R_4} - I \cdot R_2 = U_0 \cdot \frac{R_1 \cdot R_3 - R_2 \cdot R_4}{R_1 \cdot (R_3 + R_4)}$$

При $R_3 = R_4$

$$U_{\text{вых}} = \frac{R_1 - R_2}{2R_1} U_0$$

Вариант мостовой схемы преобразователя представлен на рисунке 4.40. В точку "а" с помощью ОУ DA₁ подается напряжение U₀, в точке "б" с помощью ОУ DA₂ поддерживается такое напряжение, при котором потенциал точки "с" равен нулю. Это равенство достигается при условии, что U_б = -U₀R₂/R₁. Тогда:

$$U_{\text{вых}} = U_0 \frac{R_1}{R_1 + R_2} + U_0 \frac{R_2}{R_1 + R_2} = U_0 \frac{R_1 R_2 - R_2 R_1}{R_1 (R_1 + R_2)}$$

В [16] можно найти схемы преобразователей типа ИПЭП-СН с коррекцией погрешности нелинейности.

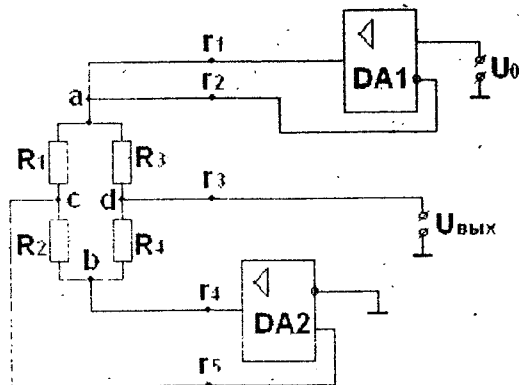


Рисунок 4.40. Мостовая схема преобразователя.

4.11.2. Преобразователи тока в напряжение

Для увеличения чувствительности ИПЭП-ТН при измерении очень малых токов приходится использовать большие номиналы сопротивления R_и, а это, в свою очередь, приводит к увеличению нежелательного воздействия измерительной схемы на цепь, в которой производится измерение. Приходится также повышать входное сопротивление последующих каскадов, уменьшается

полоса частот за счет паразитных емкостей, в частности, емкостей соединительных линий.

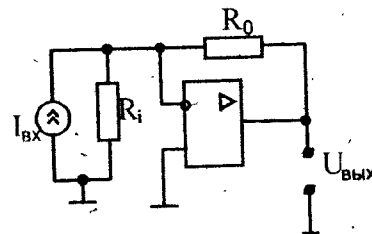


Рисунок 4.41. Усилитель тока на ОУ.

Значительно ослабить эти недостатки удастся при выполнении усилителя тока на операционном усилителе. Простейший усилитель тока может быть построен на инвертирующем усилителе эквивалентной схемой из идеального источника тока можно представить эквивалентной схемой из идеального источника тока с внутренним сопротивлением R_и. Такая схема источника может быть заменена эквивалентным источником напряжения с выходным напряжением U_{вх} = I_{вх}R_и и внутренним сопротивлением R_и. Используя известное соотношение для коэффициента усиления ОУ:

$$K = \frac{U_{\text{вых}}}{U_{\text{вх}}} = -\frac{R}{R_i} \frac{1}{(1 + 1/K \beta)}$$

и подставляя в это выражение вместо U_{вх} значение I_{вх}R_и, а вместо R_и величину R_и, получим:

$$K_i = \frac{U_{\text{вых}}}{I_{\text{вх}}} = -R_0 \frac{1}{(1 + 1/K \beta)}$$

При условии Kβ >> 1 получаем K_i = -R₀.

Входное сопротивление усилителя тока весьма мало, оно может быть найдено из соотношения:

$$R_{\text{вх.и}} = R_1 + r_{\text{вх.и}} \parallel [R_0 / (K + 1)]$$

С учётом, что R_1 отсутствует, получаем:

$$R_{вх.1} = r_{вх} \parallel [R_0 / (K+1)].$$

Вследствие малости $R_{вх.1}$ усилитель тока практически не оказывает обратного влияния на цепь, в которой измеряется ток. Ослабевает влияние паразитных ёмкостей входных цепей, поскольку они подключены параллельно малому входному сопротивлению. Это значительно уменьшает постоянную времени входной цепи. Выходное сопротивление такого усилителя так же мало как и у всякого ОУ с обратной связью по напряжению.

Если к усилителю тока не предъявляются высоких требований к быстродействию, то для уменьшения напряжения шумов на выходе рекомендуется параллельно резистору R_0 включать конденсатор.

Для увеличения коэффициента усиления усилителя тока необходимо увеличивать величину R_0 . Чтобы избежать слишком больших номиналов R_0 можно применять схемы с Т-образной цепью в контуре отрицательной обратной связи (рисунок 4.42), для которой

$$K_1 = \frac{R_1 + R_2 + \frac{R_2 \cdot R_3}{R_4}}{R_1}$$

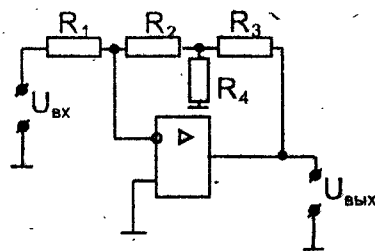


Рисунок 4.42. Усилитель тока с Т-образной цепью в контуре ООС.

Эта схема преобразуется в усилитель тока, если убрать сопротивление R_1 . Тогда:

$$K_1 = R_2 + R_3 + (R_2 R_3 / R_4)$$

4.11.3. Преобразователи заряда в напряжение

Иногда преобразователь ИПЭП-ЗН часто называют интегратором входного тока (рисунок 4.43). Источник входного заряда можно представить эквивалентной схемой, в которой заряд формируется от источника напряжения U_x через ёмкость C_1 : $q_x = \Delta U_x \cdot C_1$, где ΔU_x - характеризует изменение входного напряжения. Конденсатор C_1 отражает ёмкость линии связи источника заряда q_x с ОУ. Эта схема реагирует только на приращения входного напряжения. Обычно в качестве источников входных зарядов выступают пьезоэлектрические датчики. В этих случаях использование усилителей зарядов вместо усилителей напряжения существенно уменьшают погрешности измерения, обусловленные нестабильностью ёмкости пьезоэлектрического датчика и соединительной линии.

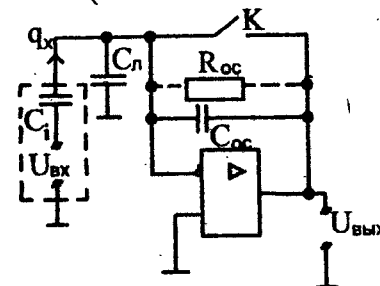


Рисунок 4.43. Преобразователь заряда в напряжение.

Параллельно $C_{ос}$ может быть включен ключ K позволяющий производить начальную установку выходного напряжения к нулю путём разряда этого конденсатора. Возможна установка сопротивления $R_{ос}$, позволяющего ограничивать снизу полосу пропускания усилителя.

Передаточную функцию схемы определяет соотношение:

$$\frac{U_{вых}(p)}{q(p)} = -\frac{1}{C_1} \frac{p \cdot \tau_{ос}}{p \cdot \tau_{ос} + 1} \left[1 + \frac{1}{K} \left(1 + \frac{R_{ос}}{r_{вх}} \frac{p \cdot \tau_{вх} + 1}{p \cdot \tau_{ос} + 1} \right) \right]^{-1},$$

где $\tau_{ос} = C_{ос} \cdot R_{ос}$; $\tau_{вх} = C_1 \cdot r_{вх}$.

Если частота изменения входного заряда f_q такова, что $\tau_{ос}$ и $\tau_{вх} \gg 1/f_q$, то передаточная функция упрощается:

$$\frac{U_{\text{вых}}}{q_x} = -\frac{1}{C_{\text{ос}}} \left[1 + \frac{1}{K} \left(1 + \frac{C}{C_{\text{ос}}} \right) \right]$$

Влияние ёмкости $C_{\text{ос}}$ мало и ещё больше уменьшается с увеличением K . Увеличение коэффициента передачи заряда достигается уменьшением $C_{\text{ос}}$.

Увеличивать коэффициент передачи заряда можно путем включения в контур обратной связи Т-образной цепи (рисунок 4.44). Если считать ОУ идеальным, то

$$\frac{U_{\text{вых}}(p)}{q_x(p)} = \frac{1 + \frac{R_2}{R_1}}{C_{\text{ос}}} (p\tau + 1),$$

где $\tau = C_{\text{ос}} R_1 R_2 / (R_1 + R_2)$.

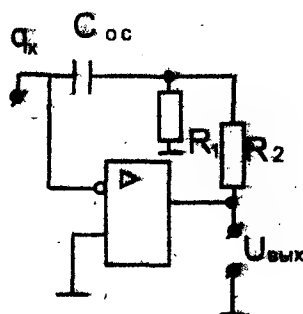


Рисунок 4.44. Преобразователь заряда в напряжение с Т-образной цепью ОС.

Для входного заряда, изменяющегося с частотой $f_q \ll (1/\tau)$, данный усилитель имеет коэффициент преобразования:

$$\frac{U_{\text{вых}}}{q_x} = \frac{1 + \frac{R_2}{R_1}}{C_{\text{ос}}}$$

4.12. Синфазные и дифференциальные помехи. Схемы подавления синфазных помех

Одним из источников помех при работе усилительных схем являются помехи, наводимые во входных цепях усилителей. Например, помехи, возникающие в проводах, соединяющих электроды (датчики) со входами усилителя. Если помеха, создаваемая за счет индуктивных и емкостных связей, за счет ЭДС поляризации электродов и т.д., в равной мере наводится в обоих проводниках подключённых к инвертирующему и неинвертирующему входам дифференциального усилителя, то она называется синфазной помехой, продольной помехой или помехой общего вида – $U_{\text{сф}}$. Если помеха создает разность напряжений между этими проводниками, то есть идёт вместе с полезным сигналом, то её называют дифференциальной, противофазной или поперечной помехой – $U_{\text{дн}}$.

На рисунке 4.45 приведена эквивалентная схема, на которой показано, каким образом приложены названные помехи по отношению к источнику сигнала и первому усилительному каскаду.

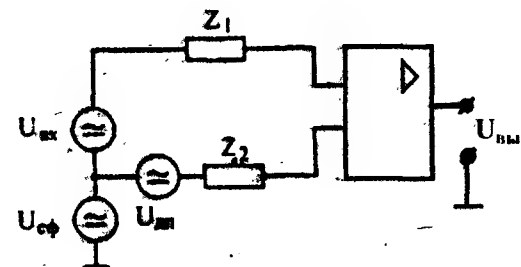


Рисунок 4.45. Схема формирования помех.

Поперечную помеху $U_{\text{дн}}$, особенно если её спектр совпадает со спектром полезного сигнала $U_{\text{сх}}$, очень трудно отделить от $U_{\text{сх}}$. Основными способами борьбы с ней является экранирование мощных источников электромагнитного излучения и малосигнальных цепей, использование симметричных схем датчиков и их соединительных линий, пространственное разделение силовых и информационных элементов схем.

Синфазная помеха прикладывается к входам усилителя иначе, чем полезный сигнал, что существенно облегчает борьбу с ней. На рисунке 4.46 представлена схема усиления входного аналогового сигнала, получаемого от удалённого источника при наличии синфазной помехи.

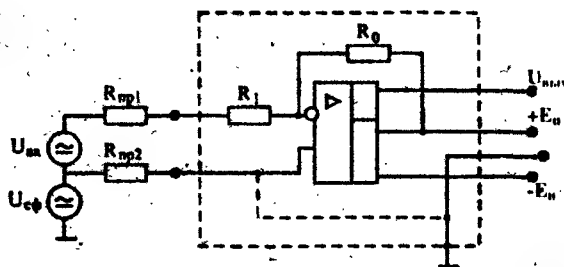


Рисунок 4.46. Схема усиления сигнала при наличии синфазной помехи.

Сопротивление проводов $R_{пп1}$ и $R_{пп2}$ будем считать активными и в общем случае различными. Синфазная помеха может быть создана из-за емкостных и индуктивных связей, падением напряжения на общем соединительном проводе (при наличии гальванической связи источника полезного сигнала с корпусом усилителя), напряжения поляризации электродов для отведения биопотенциалов и т.д. В простейшем случае подавление синфазных помех может осуществляться усилителем, реализованным по схеме с инвертирующим входом (рисунок 4.46).

Составляющая входного напряжения от входного полезного сигнала для схемы на рисунке 4.46 определяется по формуле:

$$U_{вх} = -R_0 / (R_1 + R_{пп1}) \cdot U_{сф}$$

Составляющая от синфазной помехи определяется по формуле

$$U_{общ} = -\frac{R_0 + R_1 + R_{пп1}}{R_1 + R_{пп1}} \cdot U_{сф} - \frac{R_0}{R_1 + R_{пп1}} \cdot U_{сф} = U_{сф}$$

то есть полезный сигнал усиливается в $R_0 / (R_1 + R_{пп1})$ раз, а синфазная помеха передается на выход без усиления. Если неинвертирующий вход усилителя соединить с его общим проводом произойдет усиление помехи в $R_0 / (R_1 + R_{пп1})$ -раз. То есть такое соединение делать нельзя. Характеристикой, позволяющей оценить способность схемы к подавлению синфазных помех, является коэффициент ослабления синфазного сигнала К_{осс}, который определяется как отношение коэффициента передачи полезного сигнала к коэффициенту передачи синфазного сигнала помехи. Для схемы (см. рисунок

4.46) $K_{осс} = R_0 / (R_1 + R_{пп1})$. Наилучшим способом подавления синфазных помех является использование дифференциальных усилителей с симметричным включением (рисунок 4.47).

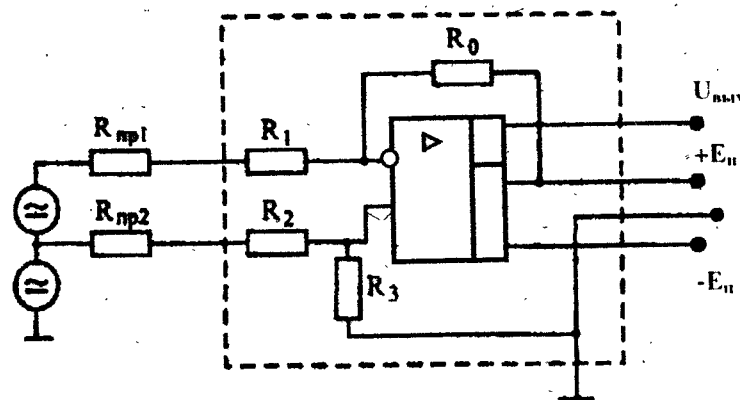


Рисунок 4.47. Схема подавления помехи усилителем с дифференциальным включением.

Для этой схемы

$$U'_{вых} = -(R_0 / R'_1) U_{вх} \quad (4.18)$$

$$U_{общ} = \frac{R_0}{R_1 + R_{пп1}} \cdot \frac{R_0 + R_1}{R_1} U_{сф} - \frac{R_0}{R_1} U_{сф} \quad (4.19)$$

где $R'_1 = R_1 + R_{пп1}$; $R'_2 = R_2 + R_{пп2}$.

Если обеспечить соотношения

$$R_0 = R_1 \text{ и } R'_1 = R'_2 \quad (4.20)$$

то $U''_{вых} \approx 0$.

То есть существует теоретическая возможность полного подавления синфазных помех.

Практически достигаются величины $K_{осс} = 80 \dots 600$ дБ. Для обеспечения более полного подавления синфазной помехи необходимо как можно более точно выполнять соотношения (4.20), которые легче выполнять при больших

входных сопротивлениях усилителя, тогда за счёт относительной малости величин $R_{оп1}$ и $R_{оп2}$ необходимо обеспечивать в основном равенство R_1 и R_2 .

Рассчитать реальное значение величины $K_{осс}$ при отклонении значений резисторов от расчетных можно по формулам (4.18) и (4.19).

На рисунке 4.48 приводится эквивалентная схема подключения предварительного усилителя к биообъекту для кардиомониторов с гальванической связью между входом и выходом.

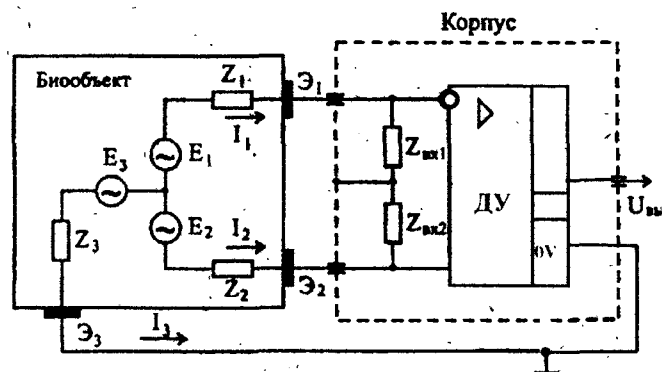


Рисунок 4.48. Эквивалентная схема подключения предварительного усилителя к биообъекту.

Здесь биообъект представлен полными внутренними сопротивлениями Z_1 , Z_2 и Z_3 ; генераторами ЭДС полезного сигнала $E=E_1+E_2$ и синфазных внутренних и внешних помех - E_3 . Подключение дифференциального усилителя (ДУ) к биообъекту осуществляется двумя активными - ($\mathcal{E}_1$ и $\mathcal{E}_2$) и одним пассивным электродом - ($\mathcal{E}_3$). Пассивный электрод $\mathcal{E}_3$ соединяется с общим проводом ДУ. На входе ДУ создается мостовая схема из сопротивлений Z_1 , Z_2 , $Z_{вх1}$, $Z_{вх2}$. Поскольку Z_1 и Z_2 зависят от сопротивлений переходов кожа-электрод, для которых достигнуть полного-равновесия практически невозможно, то не обеспечивается полного баланса моста. Кроме того, дополнительный разбаланс создается из-за того, что в силу технических ограничений $Z_{вх1}$ и $Z_{вх2}$ отличаются друг от друга на 0.1-10%. В результате разбаланса создаются токи I_1 и I_2 образуя противофазное напряжение помех. Для схемы (см. рисунок 4.48) $K_{осс} \approx Z_{вх} / \Delta Z$, где $Z_{вх} \approx Z_{вх1} \approx Z_{вх2}$, $\Delta Z = |Z_2 - Z_1|$. Поскольку противофазный сигнал помехи усиливается вместе с полезным сигналом - сигнал-помеху необходимо ослаблять до значения пороговой чувствительности ДУ.

Более высокий коэффициент подавления синфазных помех (до 10^5) достигается за счет использования современных ОУ, высокоточных сопротивлений и специальных схем включения, например по схеме на рисунке 4.49.

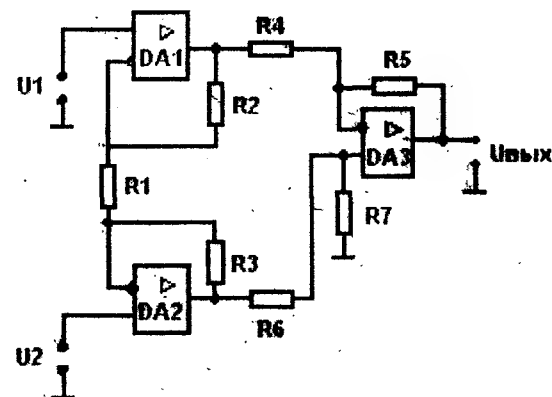


Рисунок 4.49. Типовая схема подавления синфазной помехи.

При выполнении соотношения

$$R_7/R_6 = R_4/R_1$$

соблюдается соотношение

$$U_{вых} = (U_1 - U_2) \left((R_4/R_1) \left((R_2 + R_3)/R_1 \right) + 1 \right)$$

а при выполнении соотношений

$$R_5 = R_1 \text{ и } R_2 = R_3 = R_1 \text{ получаем } U_{вых} = 3(U_2 - U_1).$$

В работе [46] приводятся данные для схемы на рисунке 4.49 для следующих элементов: DA_1 , DA_2 - ОП-05 (отечественный аналог К140УД17), DA_3 - ОП-01 (отечественный аналог К140УД14); $R_1 = R_4 = R_6 = 2 \text{ кОм}$; $R_5 = R_7 = 20 \text{ кОм}$; $R_2 = R_3 = 9 \text{ кОм}$; $K_3 = 100$; $Z_{вх} = 100 \text{ гОм}$; $I_{вх} = \pm 1.0 \text{ нА}$.

По структуре, аналогичной рисунку 4.49, выполняются современные интегральные и инструментальные усилители.

В работе [46] приводится практическая схема, иллюстрирующая применение схемы подавления синфазных помех в устройстве регистрации ЭКГ (рисунок 4.50). В качестве ОУ первых каскадов рекомендуется микросхема 140УД17, остальные каскады могут быть собраны на ОУ типа 140УД6 или 140УД8. Резистор R_7 служит для регулировки коэффициента подавления синфазной помехи, конденсатор C_1 - для развязки по постоянной составляющей, обеспечивая работу последнего ОУ на линейном участке.

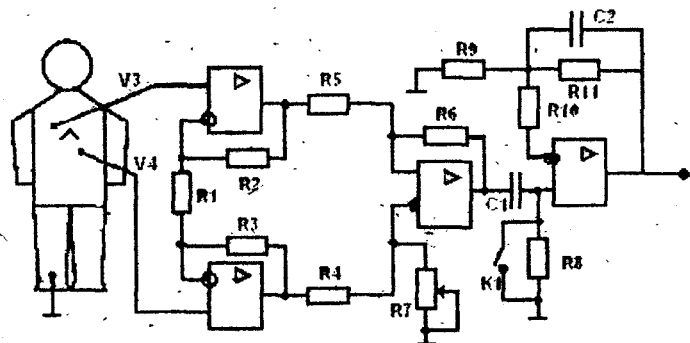


Рисунок 4.50. Схема регистрации ЭКГ.

Предварительные усилители биосигналов соединяются с электродами посредством кабелей отведений, которые обычно представляют собой экранированные высокоомные линии связи, чувствительные к емкостным наводкам. Емкость кабеля уменьшает $Z_{вх}$ и изменяется при механических перемещениях, что приводит к появлению шумов экранирования, которые в кардиомониторах могут достигать 1мВ, то есть соизмеримы с полезным сигналом [17].

Влияние кабеля отведений на $Z_{вх}$ и, следовательно, на Косс можно уменьшить за счет применения буферных усилителей.

В работе [17] приводится схема входных цепей кардиомонитора с буферными усилителями и схемой подавления синфазных помех (рисунок 4.51).

Роль буферных усилителей играют ОУ₁ и ОУ₂. Дифференциальный усилитель обеспечивает подавление синфазных сигналов. Дополнительное подавление помех происходит за счет отрицательной обратной связи (ООС) по синфазному сигналу на электрод правой ноги ПН (N). ООС поддерживает близким к нулю синфазное напряжение между входами ДУ и общим проводом.

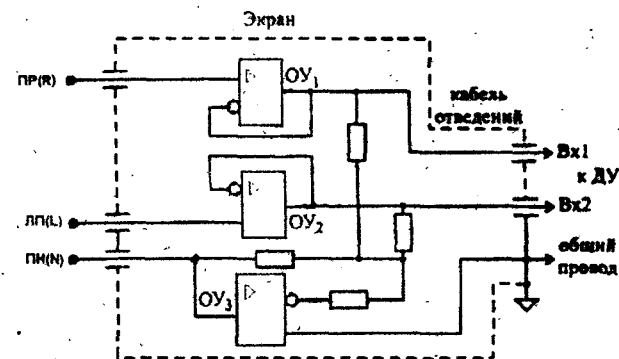


Рисунок 4.51. Схема подавления синфазной помехи в кардиомониторах.

Работа с биообъектами выдвигает ряд особых требований к усилительным каскадам, причем в качестве основных из них выделяют необходимость качественного усиления малых сигналов на фоне высокого уровня синфазных помех и обеспечение защиты от попадания опасных токов на объект. Эти требования в значительной степени реализуются с помощью развязывающих (изолирующих) усилителей.

Изолирующие усилители представляют собой специальный тип усилителей, выпускаемых в гибридном исполнении или собирающихся из нескольких ОУ. Имеется много разных разработок, и в большинстве из них для изоляции входа от выхода используют трансформатор или оптическую связь.

Изолирующие усилители обеспечивают изоляцию между входом и выходом по постоянному току при допустимых уровнях синфазных напряжений от 2000 до 7500 вольт. Коэффициент подавления синфазных помех достигается более 100дБ. Входные сопротивления обычно лежат в диапазонах 10^8 - 10^{11} Ом. Они имеют узкую полосу пропускания 0-3кГц для усилителей с трансформаторной развязкой и 0-15кГц для усилителей с оптической развязкой. Усилители с оптической развязкой обладают худшей линейностью по сравнению с трансформаторной развязкой.

Главное применение изолирующих усилителей — устройства медицинской техники, для которых малые сигналы скрыты в существенно больших, а утечка по постоянному току может иметь фатальные последствия. Кроме того, для них характерны длинные двухпроводные линии связи, в которых наводятся продольные помехи, возникающие из-за того, что потенциалы различных точек земли различны из-за блуждающих токов, а

усилительные схемы и удалённые датчики имеют связь с землёй. Эта связь может быть паразитной, ёмкостной или может представлять собой непосредственное заземление заземляющих проводников, когда по соображениям безопасности источник входного сигнала и усилитель должны быть заземлены. На рисунке 4.52 приведена схема, поясняющая действие на усилитель продольных помех от заземляющего контура.

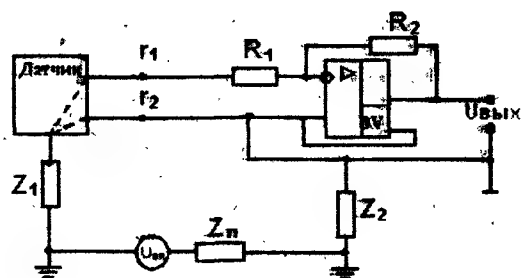


Рисунок 4.52. Схема действия продольных помех от заземляющего контура.

В этой схеме датчик соединён двухпроводной линией с сопротивлениями проводов r_1 и r_2 с входами усилителя. Неинвертирующий вход усилителя соединён со средней точкой питания усилителя (эта точка схематично показана как дополнительный средний вход усилителя) и с экранирующим корпусом усилителя. Источник входного сигнала и усилитель через комплексные сопротивления Z_1 и Z_2 имеют связь с землёй в различных точках, что создаёт источник продольных помех $U_{ин}$ с внутренним сопротивлением Z_n . Например, при удалении двух точек заземления на расстояние 500 м разность $U_{ин}$ может составить 10-15 В при внутреннем сопротивлении единицы Ом. Контур, образованный парой соединительных проводов (r_1 и r_2), сопротивлениями связи Z_1 и Z_2 и землёй пронизывается различными переменными магнитными полями, что приводит к возникновению в контуре ЭДС, которая суммируется с напряжением помехи $U_{ин}$. За счёт токов, текущих во входных цепях усилителя, обусловленных источником $U_{ин}$, продольная помеха преобразуется в поперечную. Предполагая, что сопротивление линии связи много меньше входного сопротивления усилителя ($r_1, r_2 \ll R_1$) определяем ток, вызываемый помехой $U_{ин}$ по формуле

$$I = U_{ин} / (Z_1 + Z_2 + Z_n + r_2).$$

Падение напряжения от этого тока на сопротивлении низкопотенциального провода r_2 представляет собой поперечную помеху

$$U_{пм} = \frac{r_2}{Z_1 + Z_2 + Z_n + r_2} \cdot U_{ин}.$$

Из последнего выражения следует, что для уменьшения поперечной помехи надо уменьшать r_2 и увеличивать $Z' = Z_1 + Z_2 + Z_n$, однако Z' редко поддаётся контролю, поэтому значительная часть поперечной помехи попадает на вход усилителя. Для борьбы с этой помехой используют гальваническое разделение входной и выходной частей усилителя. Обобщённая схема такого усилительного устройства приведена на рисунке 4.53.

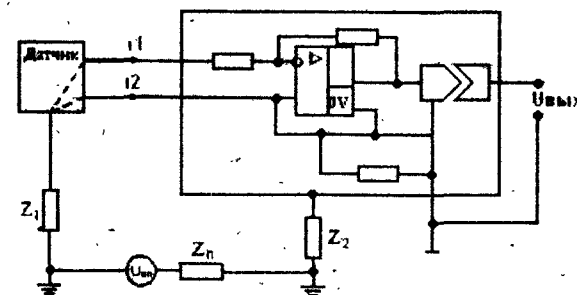


Рисунок 4.53. Обобщённая схема развязывающего усилителя.

В этой схеме к выводу входного усилителя подключено устройство гальванического разделения УГР, к которому предъявляют требование точной передачи полезного сигнала и высокого сопротивления развязки $Z_{тр}$ между входными и выходными цепями. Корпус усилителя соединён с низкопотенциальным выходом УГР. В этой схеме в цепь тока, вызываемого продольной помехой $U_{ин}$ включается сопротивление гальванического разделения $Z_{тр}$, откуда

$$U_{пм} = \frac{r_2}{Z + r_2 + Z_{тр}} U_{ин}.$$

При качественном выполнении УГР удастся достичь величин $Z_{гр}$ 1...10 МОм на частоте помехи, что позволяет ослабить действие продольной помехи в 1000 раз и более. Такие измерительные схемы часто называют устройствами с плавающим входом, имея ввиду неопределённость потенциала входных цепей относительно корпуса прибора.

Гальваническое разделение (ГР) в усилителях переменного напряжения может быть реализовано через трансформаторную связь. Однако, чтобы нестабильность коэффициента передачи трансформаторной связи была пренебрежительно малой, необходимо, чтобы приведенное активное сопротивление обмоток трансформатора было существенно ниже его индуктивного сопротивления на холостом ходу во всём диапазоне частот и существенно ниже приведенного сопротивления нагрузки. Кроме этого необходимо выполнять требования малой ёмкости связи между первичными и вторичными обмотками. Всё это приводит к увеличению габаритов и стоимости трансформаторов.

Снижение требований к трансформатору осуществляется за счёт включения его в цепь обратной связи измерительного усилителя (рисунок 4.54).

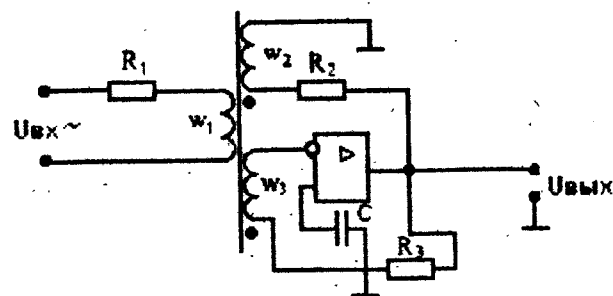


Рисунок 4.54. Схема с трансформаторной развязкой.

Здесь трансформатор используется для получения сигнала, пропорционального сумме входного и выходного напряжений. При этом магнитный поток, создаваемый входным напряжением, почти полностью уравновешивается потоком, вызываемым выходным напряжением на обмотке w_2 . Остаточный разностный поток определяет входное напряжение усилителя, снимаемое с обмотки w_1 . Для этой схемы справедливо соотношение

$$\frac{U_{вх}}{U_{вх}} \approx \frac{R_2}{R_1} \cdot \frac{w_2}{w_1}$$

Для обеспечения стабильности коэффициента усиления усилителя в целом необходимо, чтобы активное сопротивление обмоток w_1 и w_2 были существенно меньше последовательно подключенным к ним сопротивлений R_1 и R_2 .

Гальваническое разделение в усилителях постоянного тока можно осуществлять с помощью трансформаторов, используя принципы модуляции-демодуляции. Например, по схеме на рисунке 4.55.

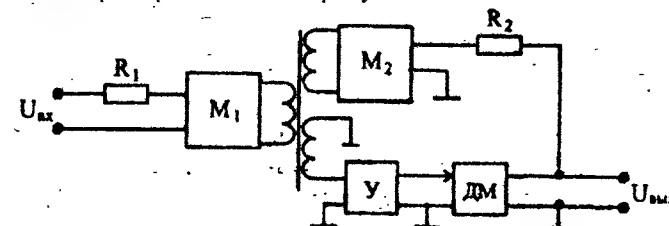


Рисунок 4.55. Схема развязки по принципу «модуляция-демодуляция».

В этой схеме наряду с основным модулятором M_1 и демодулятором ДМ имеется дополнительный модулятор M_2 , который модулирует подаваемый на трансформатор сигнал обратной связи. Если M_1 и M_2 имеют идентичные схемы с идентичными параметрами, то выполняется соотношение:

$$\frac{U_{вх}}{U_{вх}} \approx \frac{R_2}{R_1} \cdot \frac{w_2}{w_1}$$

На рисунке 4.56 представлена схема типового усилителя с трансформаторной развязкой, которая представляет собой систему со сложными связями. Это типовая схема гибридного усилителя, но она может быть реализована и из отдельных элементов.

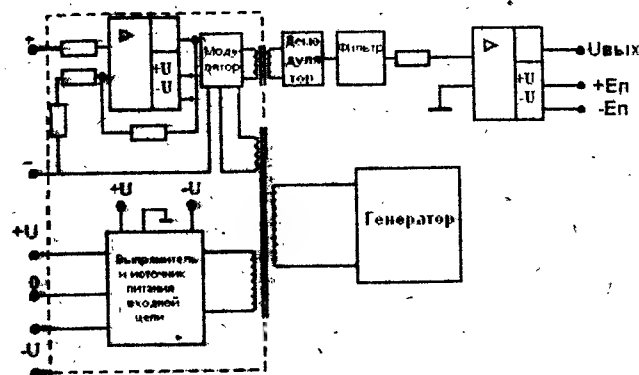


Рисунок 4.56. Схема изолирующего гибридного усилителя.

Входной источник питания питается от развязанного генератора мощной выходной цепи и обеспечивает питание усилителя входного каскада и, если необходимо, дополнительных входных цепей (например, дополнительных схем подключённых к человеку).

В качестве входного усилителя обычно используется высококачественный инструментальный усилитель в гибридном исполнении со своими входными цепями и цепями ОС или отдельный ОУ.

Вся входная часть обычно экранируется, и при гибридном исполнении обычно выводят клеммы для элементов регулировки нуля усилителя.

Выход входного усилителя модулируется модулятором. Модуляция может быть амплитудной, широтно-импульсной или модуляцией интенсивностью света, развязывающего светодиод. Модулированный сигнал через трансформатор (сигнальная развязка) передаётся на демодулятор, фильтруется и усиливается усилителем А2 выходного каскада. На рисунке 4:58 приведено условное обозначение изолирующего гибридного усилителя.

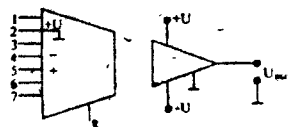


Рисунок 4.58. Условное обозначение изолирующего усилителя.

Развязывающие усилители с трансформаторной связью в гибридном исполнении выпускаются в нескольких вариантах. Например, фирма "Analog Devices" выпускает усилитель типа 286J с $K_{осс} \geq 110$ дБ и нелинейностью менее $\pm 0,05\%$. Габариты усилителя $38 \times 38 \times 15,8$ мм. Эта же фирма выпускает развязывающий усилитель специально для медицинских приложений - AD294A. У этого усилителя $K_{осс} = 115$ дБ, нелинейность не более $0,1\%$, $Z_{вх.д} = 10^8 / 150$ пФ, $Z_{вх.сиф} = 5 \cdot 10^{10} / 30$ пФ, $I_{ут} = 2$ мА (115В, 60Гц), $U_{max} = 3500$ В, в импульсе $U_{max} = \pm 8000$ В [43].

Фирмой "Vug-Brown" выпускается усилитель BB3656JG с трансформатором, выполненным по безаммоточной технологии с $K_{осс} = 125$ дБ, нелинейностью не более $0,1\%$ при объеме $5,4$ см³.

В современных развязывающих усилителях в качестве развязывающего барьера для входного сигнала часто используют оптоэлектронные полупроводниковые приборы - диодные оптопары, однако, и в этих усилителях для питания входных цепей применяются трансформаторная связь.

Наиболее просто гальваническая сигнальная развязка реализуется простой передачей аналогового сигнала через оптопару, однако, при этом следует иметь в виду наличие значительных искажений из-за: зависимости параметров оптопары от температуры; уменьшения яркости светоизлучающих диодов с течением времени; нелинейности передаточной функции; собственных шумов оптопары и т.д.

Уменьшения влияния погрешностей передачи сигнала за счет оптопары можно достичь путем дифференциального включения согласованных фотодиодов. В работе [17] приводится схема оптической развязки на операционных усилителях для кардиомонитора (рисунок 4.53,а).

На этом рисунке значком обозначена изолированная от корпуса земля, которую иногда называют "плавающей" землей. Один фотодиод является приемником сигнала, а второй замыкает цепь отрицательной обратной связи.

На рисунке 4.53,б показан еще один вариант построения развязывающего усилителя на оптронах.

При равных коэффициентах усиления U_2 и U_3 усилитель, собранный по этой схеме имеет стабильный коэффициент передачи: $1/\beta = 1 + R_2/R_1$

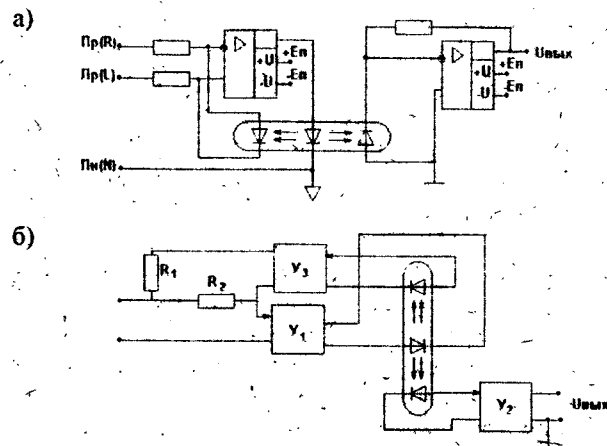


Рисунок 4.59. Оптронные развязывающие усилители:

Пр- правая рука; Лр – левая рука; Пн – правая нога; Енз – изолированное питание

Примером гибридного исполнения развязывающего оптического усилителя может служить усилитель типа 3650Н6 фирмы "Burr-Brown" с $K_{осс} \geq 120\text{дБ}$ и нелинейностью менее 0,1%. Кроме малых размеров, высокого сопротивления изоляции ($10^{10}/2\text{пФ}$) и большого допустимого напряжения изоляции оптическая связь мало чувствительна к электростатическим и электромагнитным наводкам и поэтому не требует такого тщательного экранирования, как развязывающие усилители с трансформаторной связью.

На рисунке 4.60,а показано применение изолирующего усилителя для непрерывной кардиографии плода.

Здесь показан пример подключения усилителя по схеме на рисунке 4.56. На рисунке 4.60,б изображена эквивалентная схема соединений по рисунку 4.60а. Здесь U_n – сигнал сердца плода, U_m – сигнал сердца матери, U_{cc} – подавляемая синфазная помеха. Разделение сигналов обеспечивается за счёт высокого значения коэффициента ослабления синфазного сигнала.

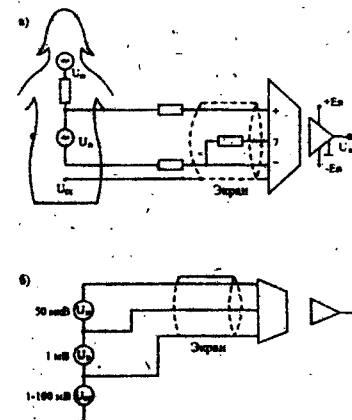


Рисунок 4.60. Схема подключения развязывающего усилителя для контроля сердцебиения плода.

4.13. Подавление помех активными фильтрами

Эффективным способом подавления продольных помех, как было показано выше, является применение дифференциальных схем подавления синфазных помех и применение гальванических развязок. Одним из эффективных способов подавления поперечных помех, если спектры мощности помех и сигналов не совпадают, является фильтрация сигналов.

Для оценки степени "засоренности" полезного сигнала помехами используют понятие отношения сигнал - шум (С/Ш), которое определяется по формуле

$$K_{сш} = U_c^2 / U_n^2, \quad (4.21)$$

где U_c^2 – квадрат амплитуды среднего полезного сигнала,
 U_n^2 – квадрат амплитуды среднего сигнала помехи.

Через это отношение удобно, например выразить степень улучшения качества сигнала дифференциальным усилителем с высоким коэффициентом ослабления синфазного сигнала. Если отношение с/ш на входе усилителя обозначить как $K_{сш.вх}$, то на выходе это соотношение будет определяться формулой

$$K_{сш.вых} = K_{сш.вх} K^2_{осс}, \quad (4.22)$$

где $K_{\text{осс}} = K_{\text{сш вх}} / K_{\text{осс}}^2$ - коэффициент ослабления синфазного сигнала,
 $K_{\text{пе}}$ - коэффициент передачи полезного сигнала,
 $K_{\text{псс}}$ - коэффициент передачи синфазного сигнала помехи.

В общем случае, как полезный сигнал так и сигнал помехи можно считать случайными функциями времени, свойства которых задаются вероятностными характеристиками. Часто бывают известны две из них: интенсивность сигнала (задаваемая либо среднеквадратичным значением, либо среднеквадратичной погрешностью) и граничная частота спектра сигнала $\omega_{\text{гп}}$, определяемая полосой частот, в которой сосредоточена большая часть мощности сигнала.

На рисунке 4.61 показан пример спектрального состава полезного $S_c(\omega)$ и шумового $S_n(\omega)$ сигналов с граничными частотами спектра $\omega_{\text{гс}}$ и $\omega_{\text{гп}}$ соответственно.

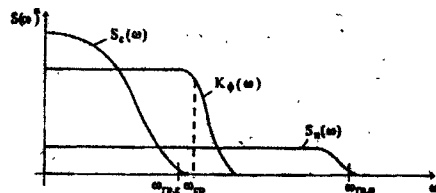


Рисунок 4.61. К определению спектрального состава сигнала с помехой.

Если на выходе устройства несущего полезный сигнал и сигнал помеху поставить фильтр нижних частот с частотной характеристикой $K_{\text{ф}}(\omega)$, которая согласована со спектром полезного сигнала (пропускает без подавления полезный сигнал), то для этого примера нетрудно видеть, что значительная часть сигнала помехи будет подавлена.

Отношение с/ш на выходе фильтра можно оценить по приближенной формуле

$$K_{\text{сш ф}} \approx 0,57 K_{\text{сш у}} (\omega_{\text{гп}} / \omega_{\text{ср}}), \quad (4.23)$$

где $K_{\text{сш у}}$ - отношение сигнал/шум на выходе усилителя, после которого осуществляется фильтрация.

Если обеспечить реализацию комплексного подавления помехи (нормализацию сигнала) с помощью схемы синфазного подавления и с помощью схемы фильтрации, то совместная запись выражений (4.22) и (4.23) позволяет получить соотношения

$$K_{\text{сш у}} = K_{\text{сш вх}},$$

$$K_{\text{сш ф}} / K_{\text{сш вх}} = 0,5 (\omega_{\text{гп}} / \omega_{\text{ср}}) K_{\text{осс}}^2 \quad (4.24)$$

Формула (4.24) позволяет оценить общее повышение соотношения с/ш схемой нормализации. При оценке реально достижимого отношения с/ш для рассматриваемого случая необходимо учитывать несколько взаимно противоречивых факторов. Понижение частоты среза фильтра низких частот (ФНЧ) приводит к улучшению подавления помех, но нельзя $\omega_{\text{ср}}$ выбрать ниже граничной частоты спектра полезного сигнала, чтобы не исказить полезную информацию. С другой стороны, любой ФНЧ - это инерционная динамическая система, и с понижением $\omega_{\text{ср}}$ её инерционность растёт. Эти соображения необходимо учитывать при реализации любых фильтров. Кроме того, учитывая качество сигнала, необходимо помнить, что нет смысла "давить" шумы существенно ниже, чем погрешность используемых датчиков.

В работе [17] приведена практическая схема режекторного фильтра с высокой добротностью, которая рекомендуется для подавления сетевой помехи частотой 50 Гц (рисунок 4.62,а).

Для этой схемы частота режекции определяется выражением $f_p = 1/(2\pi RC)$, откуда могут быть рассчитаны значения R и C мостовой схемы фильтра. На рисунке 4.62,б приведены частотные характеристики фильтра с регулируемой добротностью.

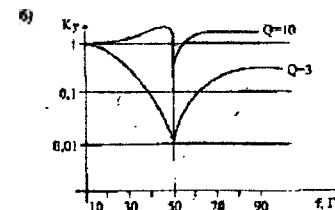
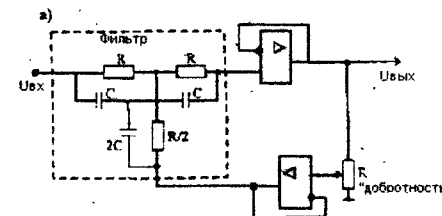


Рисунок 4.62. Подавление сетевой помехи режекторным фильтром.

где $K_{\text{осс}} = K_{\text{сш вх}} / K_{\text{осс}}^2$ - коэффициент ослабления синфазного сигнала,
 $K_{\text{сш}} -$ коэффициент передачи полезного сигнала,
 $K_{\text{осс}} -$ коэффициент передачи синфазного сигнала помехи.

В общем случае, как полезный сигнал так и сигнал помехи можно считать случайными функциями времени, свойства которых задаются вероятностными характеристиками. Часто бывают известны две из них: интенсивность сигнала (задаваемая либо среднеквадратичным значением, либо среднеквадратичной погрешностью) и граничная частота спектра сигнала $\omega_{\text{гп}}$, определяемая полосой частот, в которой сосредоточена большая часть мощности сигнала.

На рисунке 4.61 показан пример спектрального состава полезного $S_c(\omega)$ и шумового $S_n(\omega)$ сигналов с граничными частотами спектра $\omega_{\text{гс}}$ и $\omega_{\text{гп}}$ соответственно.

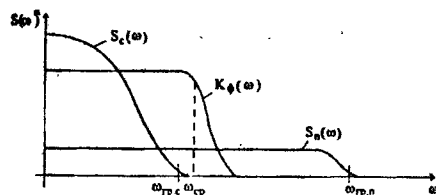


Рисунок 4.61. К определению спектрального состава сигнала с помехой.

Если на выходе устройства несущий полезный сигнал и сигнал помеху поставить фильтр нижних частот с частотной характеристикой $K_f(\omega)$, которая согласована со спектром полезного сигнала (пропускает без подавления полезный сигнал), то для этого примера нетрудно видеть, что значительная часть сигнала помехи будет подавлена.

Отношение с/ш на выходе фильтра можно оценить по приближенной формуле

$$K_{\text{сш ф}} = 0.57 K_{\text{сш у}} (\omega_{\text{гп}} / \omega_{\text{ср}}), \quad (4.23)$$

где $K_{\text{сш у}} -$ отношение сигнал/шум на выходе усилителя, после которого осуществляется фильтрация.

Если обеспечить реализацию комплексного подавления помехи (нормализацию сигнала) с помощью схемы синфазного подавления и с помощью схемы фильтрации, то совместная запись выражений (4.22) и (4.23) позволяет получить соотношения

$$K_{\text{сш у}} = K_{\text{сш вых}},$$

$$K_{\text{сш ф}} / K_{\text{сш вх}} = 0.5 (\omega_{\text{гп}} / \omega_{\text{ср}}) K_{\text{осс}}^2 \quad (4.24)$$

Формула (4.24) позволяет оценить общее повышение соотношения с/ш схемой нормализации. При оценке реально достижимого отношения с/ш для рассматриваемого случая необходимо учитывать несколько взаимно противоречивых факторов. Понижение частоты среза фильтра низких частот (ФНЧ) приводит к улучшению подавления помех, но нельзя $\omega_{\text{ср}}$ выбирать ниже граничной частоты спектра полезного сигнала, чтобы не исказить полезную информацию. С другой стороны, любой ФНЧ - это инерционная динамическая система, и с понижением $\omega_{\text{ср}}$ её инерционность растёт. Эти соображения необходимо учитывать при реализации любых фильтров. Кроме того, учитывая качество сигнала, необходимо помнить, что нет смысла "давить" шумы существенно ниже, чем погрешность используемых датчиков.

В работе [17] приведена практическая схема режекторного фильтра с высокой добротностью, которая рекомендуется для подавления сетевой помехи частотой 50 Гц (рисунок 4.62.а).

Для этой схемы частота режекции определяется выражением $f_p = 1/(2\pi RC)$, откуда могут быть рассчитаны значения R и C мостовой схемы фильтра. На рисунке 4.62.б приведены частотные характеристики фильтра с регулируемой добротностью.

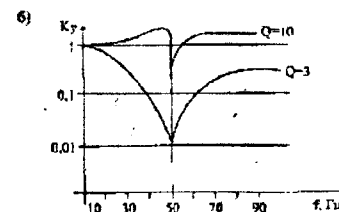
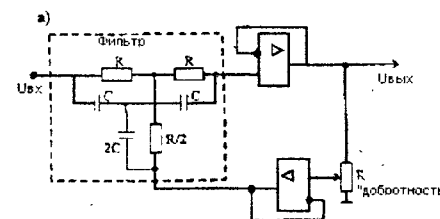


Рисунок 4.62. Подавление сетевой помехи режекторным фильтром.

4.14. Проектирование входных каскадов усилителей биопотенциалов

При регистрации биопотенциалов возникает ряд проблем, связанных с особенностью строения и функционирования биообъекта: высокий уровень помех в широком диапазоне частот, который обычно "охватывает" частотный спектр исследуемого сигнала, и достаточно высокое выходное сопротивление биообъекта. Значительный вклад в уровень помех вносят регистрирующие электроды, что в совокупности часто дает уровень помех на определенном частотном спектре выше, чем уровень полезного сигнала. Эти и ряд других особенностей биообъектов предъявляют особые требования к проектированию усилителей биопотенциалов.

На рисунке 4.63 показан вариант эквивалентной схемы взаимодействия биообъекта через электроды $\mathcal{O}_1$ и $\mathcal{O}_2$ с усилителем биопотенциалов. Для решения задачи синтеза схемы усилителя биопотенциалов и расчета его параметров удобно классифицировать помехи по отношению к амплитудно-частотным свойствам полезного сигнала e_c и местам их приложения по отношению к биообъекту и усилителю потенциалов.

Сам биообъект по отношению к усилителю биопотенциалов генерирует искомый полезный сигнал e_c . Сигналы помехи e_{n1} , частотный спектр которых выше частотного спектра полезного сигнала, сигналы помехи e_{n2} с частотным спектром ниже спектра e_c и сигналы, которые прикладываются к электродам так же как и e_c и имеющие сходный частотный состав, но с различной амплитудой. Сигналы помехи по своей природе могут являться помехой только по отношению к сигналу e_c . В других исследованиях эти сигналы могут стать искомыми сигналами, а сигнал e_c может стать помехой. К электродам все эти сигналы подаются через соответствующие комплексные сопротивления.

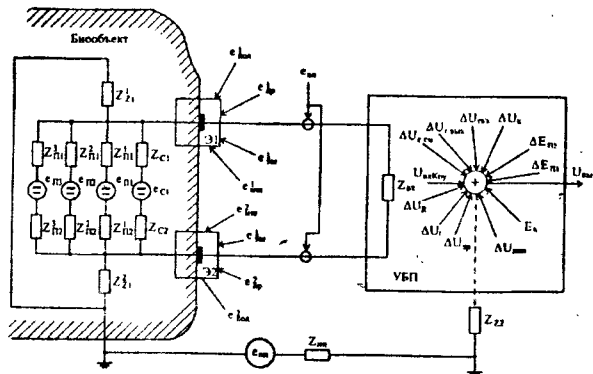


Рисунок 4.63. Эквивалентная схема подключения биообъекта к усилителю биопотенциалов с учетом помех.

Вторая группа помех связана со свойством взаимодействия биообъекта (в основном как электролита) с электродами. Среди основных помех здесь выделяют ЭДС поляризации электродов $e_{пол}$, напряжение дрейфа $e_{др}$, напряжение электрического шума $e_{ш}$, напряжение электрохимического шума $e_{хим}$.

Третья группа помех воздействует на соединительные провода между электродами и усилителем биопотенциалов, которая условно названа как ЭДС "воздушных" помех $e_{вп}$.

Четвертая группа помех связана со свойствами усилителя биопотенциалов и поскольку в качестве этих усилителей используются схемы ОУ, то и составляющие этих погрешностей являются погрешностями работы ОУ:

- погрешности от нестабильности источников питания $\Delta E_{п1}, \Delta E_{п2}$;
- погрешность от температурного дрейфа $\Delta U_{тр}$;
- погрешность от операционных сопротивлений ΔU_i ;
- погрешность от напряжения смещения $\Delta U_{см}$;
- погрешность от наличия входного тока ΔU_i ;
- погрешность от конечности коэффициента усиления ΔU_k ;
- погрешность от входных и выходных сопротивлений ОУ $\Delta U_{вх}$ и $\Delta U_{вых}$;
- динамические погрешности работы ОУ $\Delta U_{дин}$.

В случае удаления электродов от усилителя биопотенциалов возникают напряжения помехи $e_{ш}$ с внутренним сопротивлением $Z_{ш}$ из-за наличия блуждающих токов в "земле" с которой и биообъект и усилитель биопотенциалов имеют паразитные связи $Z_{ш1}^1, Z_{ш1}^2, Z_{ш2}$.

При проектировании усилителей биопотенциалов с учетом имеющихся помех и параметров биообъектов обычно стремятся реализовать следующие требования.

1. Входное сопротивление усилителя должно быть по возможности не ниже сопротивления биообъекта с учетом сопротивления электродов и подэлектродного слоя. Например, в работе [25] для съема потенциалов с биологически активных точек предлагается соблюдать выполнение соотношения.

$$R_{вх} \geq 1/\delta R_{max}.$$

где $R_{вх}$ - входное сопротивление усилителя; δ - максимально допустимая погрешность измерения; $R_{i\max}$ - максимальное внутреннее сопротивление источника биопотенциала, за которое принимают результат измерения сопротивления цепи электрод-кожа-электрод. При этом учитывается, что нагрузка на биологически активные точки может существенно влиять на

точность измерений, меняя свойства каналов связанных с этими точками. Для других измерительных систем эти условия могут быть менее жесткими. Для частот исследуемых сигналов до сотен килогерц можно учитывать только активные составляющие входных сопротивлений ОУ [26].

В работе [25] приводятся рекомендации по расчету входных сопротивлений для усилителя биопотенциалов, использующихся в реоплетизмографии. Согласно этим рекомендациям

$$|Z_{вх}| \geq 2Z_{п} / (100/\delta_{сп} + 1)$$

где $Z_{п}$ - паразитное сопротивление приэлектродной зоны (электрод-ткань); $\delta_{сп}$ - заданная величина отношения сигнал/помеха.

2. Коэффициент передачи ОУ выбирается с таким расчетом, чтобы при максимальном усилении полезного сигнала, суммарные полезный сигнал и сигналы всех видов помех, при передаче на выход усилителя не вышли за пределы линейного участка.

3. Входные каскады усилителя биопотенциалов строятся с тем расчетом, чтобы обеспечить подавление наиболее существенных помех при достаточно простых схемотехнических решениях.

По отношению ко входам усилителя биопотенциалов помехи классифицируют как синфазные и дифференциальные (продольные и поперечные), причем синфазные помехи обычно гораздо выше полезного сигнала e_c . Например, ЭДС электрокардиосигнала примерно в 800 раз меньше напряжения поляризации серебряных электродов [29], а падение напряжения от блуждающих "земляных" токов на различных сопротивлениях $Z_{г1}^1$, $Z_{г1}^2$, $Z_{ш}$ и $Z_{г2}$ при удалении двух точек заземления на расстоянии до 500 м может достигать 10-15 В. Эти особенности взаимодействия с биообъектом сориентировали разработчиков электронной медицинской аппаратуры на применение во входных каскадах усилителей биопотенциалов дифференциальных усилителей с высоким коэффициентом подавления синфазных помех.

При проектировании входного каскада по схеме подавления синфазных помех дифференциальным усилителем можно руководствоваться следующей схемой расчета.

1. Рассчитать суммарное входное напряжение $U_{вх1}$ от помех не синфазного происхождения $E_{п1}$ и полезного сигнала E_c с учетом защиты входных цепей экраном $U_{вх1} = E_{п1} + E_c$.

2. Рассчитать величину выходного напряжения $U_{вых1}$ от синфазных помех $E_{п2}$ с учетом выбранного $K_{осс}$; $U_{вых1} = E_{п2}/K_{осс}$.

3. Рассчитать выходную помеху $U_{вых2}$ от погрешностей построения усилителя биопотенциалов.

4. Рассчитать входное напряжение $U_{вх2}$ от источников подключенных к усилителю биопотенциалов как источники синфазного сигнала, но дающих несинфазную помеху (неравномерное подсыхание электродной пасты, шумы от механических смещений электродов и др.).

5. Выбрать коэффициент передачи усилителя $K_{оу}$ биопотенциалов из условия

$$U_{вых1} + U_{вых2} + (U_{вх1} + U_{вх2})K_{оу} \leq (0.5 + 0.9)U_{вых}^{отр},$$

где $U_{вых}^{отр}$ - напряжение насыщения усилителя биопотенциалов.

6. При затруднении в выполнении последнего неравенства выбрать схему с большей величиной $K_{осс}$. При большой и устойчивой составляющей помехи можно включать цепи компенсации постоянной составляющей.

7. Для рассчитанной величины $K_{оу}$ рассчитать величину $U_{вых2}$ для полезного сигнала и соотношение сигнал/шум по формуле (4.22).

8. Построить спектральные или амплитудно-частотные характеристики сигнала помехи и полезного сигнала для выходного напряжения входного каскада.

9. При необходимости выбрать и рассчитать фильтры подавления помех.

10. При недостаточном усилении входного сигнала полученными схемами выбрать и рассчитать схему дополнительного усилительного звена.

Исходные данные о величинах импеданса (сопротивлений) биообъектов и электродов, а так же данные о величинах ЭДС полезного сигнала и помехи можно получить экспериментально и на основе соответствующих литературных сведений.

Данные по электродам можно найти в работе [7]. Импедансные свойства биообъекта зависят от достаточно многих факторов: места приложения электродов, состояния биообъекта, частотных характеристик сигналов и измерительного тракта и др. Если рассматривать импедансные свойства пары

биообъект-электрод, то появляется зависимость от площади электродов, расстояния между ними, от методов обработки кожи и др. Причем на низких частотах - до сотен килогерц пара электрод-биообъект имеют в основном активную составляющую [26].

В работе [18] приводится график зависимости сопротивления кожи (при электрокардиографических измерениях) от площади электродов при различных методах обработки кожи (рисунок 4.11.а).

В той же работе приводится график зависимости свойств токопроводящей среды от нормированной величины Z_n переходного сопротивления при различной площади электрода (рисунок 4.11.б).

В работе [15] приводятся данные по измерению сопротивлений кожи постоянному току в зоне биологически активных точек (БАТ) различными электродами: от прибора типа ПЭП-1; от прибора "Дерматометр"; жидкостными хлорсеребряными неполяризующимися электродами. Активный электрод помещался в зону БАТ, индифферентный - на ладонную поверхность руки. Измерения проводились на токах 1,5 и 10мкА. Для электродов от прибора типа ПЭП-1 - получены колебания величины активного сопротивления БАТ - 700-1000кОм. Для электродов от прибора "Дерматометр" - 300-600кОм. Для неполяризующихся жидкостных хлорсеребряных электродов - 100-500кОм.

В работе [15] приводятся данные о том, что характерный диапазон изменения активного сопротивления в зоне БАТ при токе 1мкА лежит в пределах 100-700кОм.

В работе [18] приводятся данные измерения сопротивлений (активных и реактивных составляющих) для различных расположений электродов, различной площади на различной частоте для группы испытуемых. Например, при расположении пары электродов прямоугольной формы площадью 5,85см² и при токе 1,13мА на большой грудной мышце и прямой мышце живота до частоты 100кГц - активное сопротивление составляет около 20кОм; для прямой мышцы бедра - около 50кОм и т.д.

В таблице 4.3. приводятся некоторые данные по амплитудно-частотным характеристикам некоторых электрофизиологических сигналов, причем многие исследователи БАТ приводят данные о том, что при измерении величины ЭДС БАТ информативность получаемых данных падает при нагрузке со стороны измерительных трактов. Поэтому рекомендуется использовать высокоомные электронные устройства. В работе [18] рекомендуется выбирать входное сопротивление измерительного устройства не менее 10мОм.

Таблица 4.3.

Тип сигнала	Величина ЭДС	Частотный диапазон, Гц
ЭКГ	1-5 мВ	0,05-75
ЭЭГ	10-150 мкВ	0,5-50
ЭМГ	до 1 мВ	до 2000
ЭДС БАТ	характерные величины 50-60 мВ в патологии снижение до нуля или подъем до 100 мВ)	0-0,1

ГЛАВА 5. УСТРОЙСТВА СОПРЯЖЕНИЯ ФОТОМЕТРИЧЕСКИХ СИСТЕМ С ОРГАНИЗМОМ

5.1. Оптико-электрические измерительные преобразователи

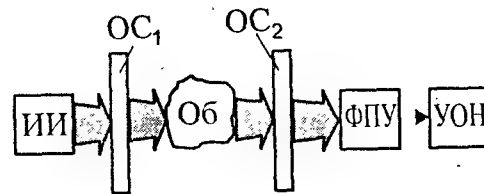
Методы исследования оптических свойств различных сред по их способности поглощать излучение определенного спектрального состава разделяют не только по виду регистрируемого после взаимодействия лучевого потока (в проходящем, отраженном или рассеянном потоках), но и по числу спектральных диапазонов (однолучевые, двухлучевые, колориметрические, спектральные), по способу канализации лучистой энергии от источника к исследуемому участку ткани и от него к фотоэлектрическому преобразователю, по числу потоков энергии (однолучевые и двухлучевые). Эти характеристики методов и определяют выбор схемы измерений.

На рисунке 5.1 приведены примеры некоторых типовых структур однолучевых фотометров: главным их отличительным признаком, определяющим вид измеряемого выходного параметра, а следовательно, и схему устройства обработки сигналов ФЭП, следует считать количество различных по характеристикам потоков излучения (лучей), которые используются при оценке исследуемого оптического свойства объекта. Количество лучей Q определяет "фотометрическую сложность" структуры фотометра. При $Q=1$ используется один поток излучения - однолучевой фотометр (рисунк 5.1.а); для таких фотометров оптическое свойство объекта отражается непосредственно в одном из параметров электрического сигнала ФЭП - чаще всего в амплитуде. При $Q=2$ (двухлучевой фотометр) возможно несколько вариантов использования лучей в зависимости от назначения фотометра (рисунк 5.1 б, в, г). В технике фотометрии известны фотометры при $Q=3$ и более, но используемые, например при специальных фотометрических исследованиях [23,27].

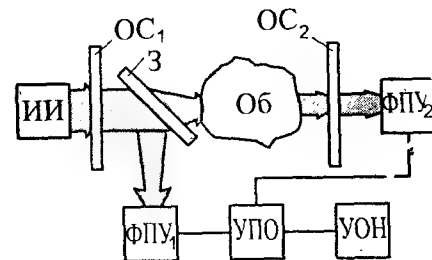
Приведенные примеры иллюстрируют и различные конструктивные исполнения оптических схем фотометров. Так, в схеме рисунок 5.1.а используются только две спектрально-избирательные системы (OC_1 и OC_2), в схеме рисунок 5.1.б в оптической части для разделения потоков излучения применяется зеркало 3, в схеме рисунок 5.1.в в оптическую часть включены две призмы (Π_1 и Π_2), четыре зеркала (3_1-4), диафрагма (Д) и модулятор лучистого потока (М) (диск с отверстиями для пропускания потока излучения), а в схему рисунок 5.1.г включен оптический микроскоп, содержащий две диафрагмы (Д1,2), конденсор (К), предметный столик (ПС), объектив (О) и модулятор (М).

Однако независимо от конструктивного оформления "фотометрическая сложность" этих фотометров одинакова - $Q=2$.

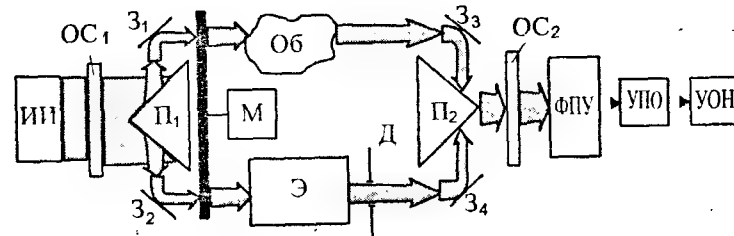
а)



б)



в)



г)

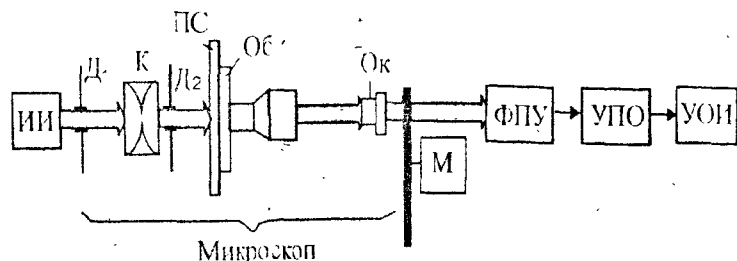
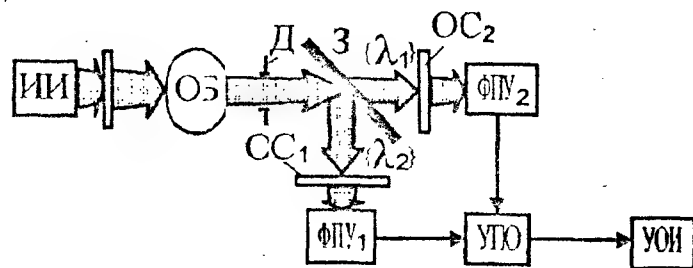


Рисунок 5.1. Примеры некоторых типовых структур одноволновых фотометров.

В некоторых вариантах фотометров при оценке оптических свойств используются несколько оптических каналов N , каждый из которых может иметь различную "фотометрическую сложность". К такому виду фотометров относятся, например, двухволновые фотометры. Для фотометрических исследований, где используются такие фотометры, характерно, что оценка оптических свойств выполняется с помощью потоков излучения разных спектральных свойств. В этих фотометрах формируются два или более потоков излучения с различными спектральными, геометрическими и другими характеристиками. При этом канал формирования каждого потока может быть выполнен по $Q-1,2$ или более. Примеры фотометров для реализации двухволновых методов приведены на рисунок 5.2.

а)



б)

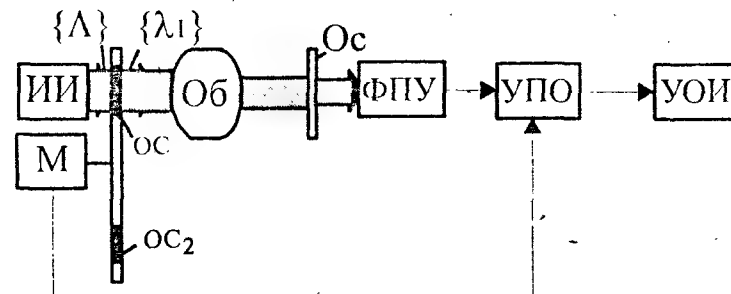


Рисунок 5.2. Примеры фотометров для реализации двухволновых методов.

Эти примеры также иллюстрируют различные структуры выполнения фотометров. Так в структуру фотометра на рисунок 5.2.а для выделения двух спектральных областей излучения включено зеркало 3, спектральные характеристики отражения и пропускания которого подобраны так, чтобы с его помощью удалось выделить требуемые области спектра излучения. В фотометре на рисунке 5.2.б тоже используется один источник излучения ИИ. Поток излучения прерывается модулятором, который представляет собой диск со встроенными в него двумя оптическими, спектрально-избирательными системами (фильтрами) $ОС_1$ и $ОС_2$. При вращении диска фильтры последовательно пересекают исходный поток λ , формируя требуемые по спектру потоки $\{\lambda_1\}$ и $\{\lambda_2\}$. Синхронно с вращением диска работает устройство первичной обработки (УПО) сигналов с ФПУ. Возможны варианты фотометров с двумя источниками излучения, спектральные характеристики которых удовлетворяют требованиям решаемой фотометрической задачи. Ниже будут предложены новые варианты подобных фотометров, рассчитанные на применение полупроводниковых светонепрерывных и фоточувствительных элементов.

Другим широко известным фотометром, предназначенным для оценки цвета объектов, является колориметр, в котором используются три канала, каждый из которых имеет "фотометрическую сложность" $Q-1$ (рисунок 5.3). Для разделения спектральных зон в ОЭИП использованы два зеркала $З_{1,2}$, специально подобранные по спектральным характеристикам пропускания и отражения, три оптические корректирующие системы $ОС_{1,2,3}$ и три фотоприемные устройства $ФПУ_{1,2,3}$.

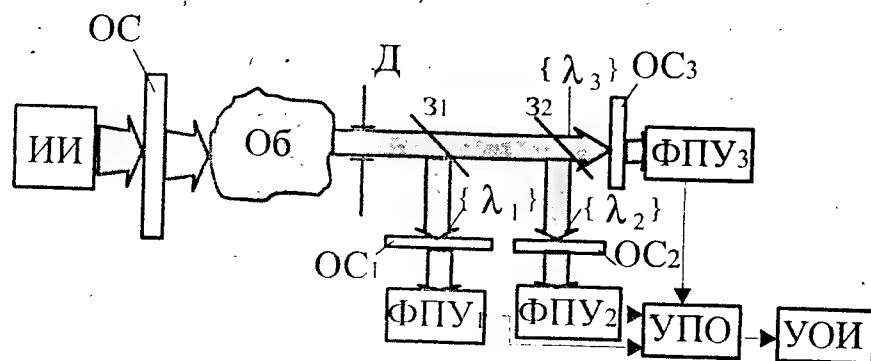


Рисунок 5.3. Структурная схема трехканального фотометра для оценки цвета объекта.

5.1.1. Преобразователи однолучевых фотометров

Оптико-электрический измерительный преобразователь (ОЭИП) любого фотометра может содержать один или несколько фотоэлектрических преобразователей, чувствительных к лучистому потоку. Но на точность преобразования оказывают влияние не только фотоэлектрический преобразователь, но и источник излучения, устройства формирования лучистого потока по спектральному составу, поляризации, направленности и геометрии, устройства управления интенсивностью излучения источника во времени, оптические свойства внешней среды. Существенное влияние на достоверность измерений оказывает сам биологический объект в силу своих специфических особенностей функционирования. Однако определяющим для выбора структуры фотометра, предназначенного для решения конкретной практической задачи, является его фотометрическая сложность Q . Чтобы подтвердить целесообразность перехода при выполнении фотометрических исследований биологических объектов к структурам более высокого порядка, рассмотрим источники погрешностей, сопровождающие исследование при однолучевой схеме фотометра.

В однолучевом фотометре с исследуемой средой (объектом исследования Об) взаимодействует только один поток излучения (см.

рисунок 5.1.а), поэтому оптические свойства Об можно оценить по параметрам этого потока после взаимодействия с ним. Поток излучения Φ_0 от источника ИИ, проходя через оптическую систему $ОС_1$, формируется в соответствии с требованиями методики. После взаимодействия с объектом поток через оптическую систему $ОС_2$ подается на фотоэлектрический преобразователь ФЭП, входящий в состав ФПУ. Сигнал на выходе ФПУ определяется как:

$$u = k \cdot S \cdot \tau \cdot \Phi_0 = b \cdot \tau \quad (5.1)$$

где S - чувствительность ФЭП; τ - коэффициент пропускания исследуемой среды; k - коэффициент преобразования, учитывающие потери лучистой энергии в оптическом тракте; b^* - коэффициент преобразования фотометра.

Чтобы сигнал u был пропорционален t необходимо поддерживать постоянными величины Φ_0 , S и k . Линейность энергетической характеристики ФЭП зависит от типа фоточувствительного элемента, способа включения ФЭП и внешних условий его работы, особенно температуры. Для стабилизации Φ_0 и внешних условий его работы, особенно температуры. Для стабилизации Φ_0 применяют специальные источники питания, обеспечивающие хорошую стабилизацию напряжения питания излучателя. Однако добиться высокой точности измерений не удастся. Кроме нестабильности Φ_0 и S точность измерений снижают такие факторы как изменения параметров внешней по отношению к исследуемому объекту среды, различия характеристик оптических систем, посторонние засветки и др., которые приводят к изменениям коэффициента преобразования. Например, если коэффициент пропускания внешней среды τ_0 , а исследуемого объекта - $\tau_{об}$, то $\tau = \tau_0 \tau_{об}$. Для уменьшения этой ошибки измерения проводят в два этапа: отдельно определяют τ_0 и τ , а затем вычисляют $\tau_{об} = \tau / \tau_0$. Такая процедура увеличивает время измерения, но, кроме того, ее не всегда возможно выполнить.

Уменьшить влияние изменений Φ_0 можно с помощью однолучевого ОЭИП с двумя ФЭП (см. рисунок 5.1.б). В этой схеме исходный поток Φ_0 с помощью оптического разделителя (зеркало З) делится на две части. Пусть одна часть - $k_{p1} \Phi_0$ - падает на исследуемый объект и после взаимодействия с ним на ФПУ₁, а вторая часть - $k_{p2} \Phi_0$ - поступает на ФПУ₂ (рисунок 5.1.б). Сигналы на выходах ФПУ₁ и ФПУ₂:

$$u_1 = k_1 S_1 \tau k_{p1} \Phi_0; \quad u_2 = k_2 S_2 k_{p2} \Phi_0, \quad (5.2)$$

где S_1 и S_2 - чувствительности соответствующих ФЭП; k_1 и k_2 - коэффициенты преобразования для соответствующих потоков излучения.

В устройстве первичной обработки (УПО) целесообразно использовать схему измерения отношения сигналов ФПУ, поэтому сигнал на выходе УПО:

$$u_{\text{УПО}} = k \cdot u_1 / u_2 = b \cdot \tau, \quad (5.3)$$

где $b^* = k^* k_1 k_{p1} S_1 / (k^* k_2 k_{p2} S_2)$ - коэффициент преобразования фотометра.

k^* - коэффициент преобразования схемы измерения отношения амплитуд сигналов.

Из выражения (5.3) следует, что отношение выходных сигналов не зависит от флуктуаций потока Φ_0 . Следовательно, путем контроля интенсивности излучения источника удается исключить влияние колебаний потока Φ_0 на результат измерений. ОЭИП в подобных фотометрах уже можно отнести к варианту двухлучевых, фотометрическая сложность которых $Q=2$. Второй луч, регистрируя колебания излучения источника, позволяет схемотехническими методами скомпенсировать влияние этих колебаний в основном - измерительном канале.

Для определения оптической плотности участка среды толщиной L с точностью до постоянного коэффициента b достаточно провести соответствующие вычисления:

$$D_1 = \lg(L/\tau) = \lg(u_2/u_1) = \varepsilon L, \quad (5.4)$$

где τ определяется по выражению (5.3).

Здесь индекс "1" у обозначения D характеризует фотометрическую сложность фотометра, хотя в нем уже используются два луча.

В клинической практике редко используются фотометры $Q=1$ из-за их низкой точности и повышенных требований к стабильности параметров потока излучения и характеристик внешней среды. Лучшие результаты удается получить при использовании компенсационных схем измерения, примером которых является рассмотренная выше структура, с разнесенными в пространстве и во времени компенсационным и измерительным потоками. При введении в структуру фотометра дополнительного фотометрического канала, связанного только с контролем параметров источника излучения, и использовании его в качестве эталонного для основного канала, связанного с объектом исследования, удается исключить влияние нестабильности источника и в некоторой степени - уменьшить влияние вариаций параметров внешней

среды. По такому принципу построены и серийно выпускаются двухлучевые фотометры для клинических исследований. Проектирование таких ОЭИП после выбора структуры сводится к расчету двух фотометрических каналов и схем расчета фотометрических параметров, которые можно выполнить хорошо известными в литературе методами [22, 23, 27, 39]. Ряд соображений по проектированию отдельных узлов таких ОЭИП для двухлучевых фотометров будет приведен и в данной книге.

В то же время использование типовых двухлучевых ОЭИП в клинической практике показал [6, 26], что кроме характеристик источника излучения необходимо компенсировать ряд специфических источников погрешности, характерных именно для физиологических исследований и связанных с особенностями строения и функционирования биотканей. Попытки предложить более совершенные принципы построения фотометров для клинических применений привели к разработке новых структур ОЭИП, обеспечивающих значительно меньшие погрешности измерений, большую чувствительность, высокие эксплуатационные характеристики, а также более широкую область применения в медико-биологической практике. Основные отличия этих вариантов ОЭИП связаны со структурой взаимосвязей его элементов, схемотехническое проектирование которых можно выполнять известными методами. Ниже основное внимание будет уделено анализу различных вариантов двухлучевых структур ОЭИП.

5.1.2. Преобразователи с разнесенными и совмещенными потоками

Как показывает опыт разработки фотометрических систем, в фотометрах, предназначенных для оценки оптических свойств исследуемой среды в некотором спектральном диапазоне ("одноволновые" фотометры), целесообразно применение ОЭИП, фотометрическая сложность которого $Q=2$. Такой ОЭИП использует два луча - потока лучистой энергии, каждый из которых выполняет заданную функцию. Чаще всего один из потоков является опорным, эталонным (назовем его компенсационным), а другой - измерительным. Параметры измерительного потока изменяются в процессе взаимодействия со средой, однако оценка этих параметров производится по отношению к параметрам компенсационного потока.

Обычно компенсационный поток проходит вне исследуемой среды. Определим такой преобразователь как оптико-электрический измерительный преобразователь с разнесенными потоками - ОЭИП-РП. Этот тип преобразователя нашел широкое применение особенно в кюветных фотометрах,

используемых для исследования проб биожидкостей (кровь, моча, растворы лекарственных перпаратов и т.п.).

Для физиологических исследований ОЭИП-РП мало пригоден, его сложно приспособить к организму, конструктивно обеспечивая нормальное функционирование обоих потоков. Более приемлемым может быть преобразователь, в котором оба потока проходят через исследуемую среду, но длина хода лучей различна. Такой преобразователь определяется как оптико-электрический преобразователь с совмещенными потоками - ОЭТП-СП [6, 29]. Так как в ОЭИП-СП оба потока взаимодействуют с исследуемой средой, то оба являются измерительными. Поэтому только разность в длине хода лучей в толще исследуемой среды позволяет оценивать ее оптические свойства.

Для выполнения физиологических исследований, связанных с оценкой параметров жизнедеятельности, необходим оптический контакт ОЭИП (непосредственно или через устройство канализации излучения, например, с помощью волоконной оптики) с поверхностью кожного или слизистого покрова. В таких условиях основное внимание уделяется уменьшению ошибок измерения, вызываемых различиями в толщине биоткани, неидентичностью и временными изменениями свойств контакта, пигментацией кожи, волосным покровом и смещениями преобразователя в результате мышечной активности. Влияние этих факторов на результат измерений можно свести к минимуму при использовании ОЭИП-СП. Если жестко зафиксировать положение фотоэлектрических преобразователей относительно источника излучения, то флуктуации потоков, вызываемые перечисленными причинами, будут примерно одинаковыми. Это и создает предпосылки для компенсации ряда погрешностей, сопровождающих исследование оптических характеристик живых организмов. Известны подобные преобразователи, работающие в проходящем и отраженном излучении [6].

В ОЭИП-СП с проходящими потоками (рисунок 5.4), источник излучения и оба ФПУ располагаются с разных сторон исследуемой среды. Пусть слой среды толщиной H характеризуется показателем ослабления лучистого потока ξ ; источник излучения интенсивностью Φ_0 расположен в точке А, а ФПУ₁ и ФПУ₂, обладающие чувствительностью S_1 и S_2 , - в точках В и С соответственно. Расстояние между ФЭП, входящих в состав ФПУ_{1,2}, равно d - база блока ФПУ. При условии, что размеры источника и ФПУ значительно меньше H и d , их можно считать точечными, поэтому длина хода лучей до ФПУ₁ равна l_1 , а до ФПУ₂ - l_2 . Выходной сигнал устройства первичной обработки, выполненного по схеме вычисления отношения, (с учетом, что $u_2 < u_1$) будет определяться следующим выражением:

$$u_{УИЮ} = k^* u_2 / u_1 = k^* \Phi_0 \tau_2 S_2 k_2 / \Phi_0 \tau_1 S_1 k_1 = b^* \tau_2 / \tau_1,$$

где τ_1 и τ_2 - коэффициенты пропускания участков среды по пути l_1 и l_2 следования соответствующих лучей; k_1 и k_2 - коэффициенты преобразований для соответствующих потоков; b^* - коэффициент преобразования фотометра.

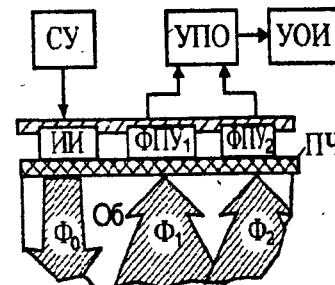


Рисунок 5.4. Структурная схема двухлучевого ОЭИП-СП для измерения рассеянных исследуемой средой потоков.

С помощью полученного соотношения можно оценить оптическую плотность с точностью до постоянного коэффициента b^* :

$$D_2 = \lg (\tau_2 / \tau_1) = \varepsilon l_1 - \varepsilon l_2 = \varepsilon (l_1 - l_2), \quad (5.5)$$

где расстояние $(l_1 - l_2)$ характеризует разность хода лучей в измерительном преобразователе; индекс "2" указывает на двухлучевую ОЭИП.

Анализ погрешности измерения оптической плотности с помощью двухлучевого ОЭИП-СП [6] показывает, что применение этого преобразователя позволяет в 1,5 и более раз уменьшить погрешности, связанные с непостоянством свойств контакта с поверхностью исследуемой среды, по сравнению с погрешностью таких же измерений, но выполненных с помощью однолучевого ОЭИП или двухлучевого ОЭИП-РП.

Рассмотренный вариант ОЭИП-СП оказался эффективным при исследованиях периферического кровообращения, микроциркуляции крови в поверхностных подкожных слоях биоткани, при измерении параметров объемного кровотока и других физиологических исследованиях.

Двухлучевую ОЭИП-СП можно использовать и для измерения рассеянных исследуемой средой потоков, например, при изучении

кровообращения и регистрации ряда важнейших показателей жизнедеятельности организма на непрозрачных участках поверхности кожи. Одна из возможных структур такого ОЭИП состоит из связанных жестким основанием источника излучения и двух ФПУ, фотоэлектрические преобразователи которых расположены на разном расстоянии от источника (рисунок 5.5). Выходной сигнал УПО в этом случае определяется соотношением:

$$u_{УПО} = k \cdot u_2/u_1 = h^*, \rho_2/\rho_1,$$

где h^* - коэффициент преобразования фотометра, работающего в отраженном потоке.

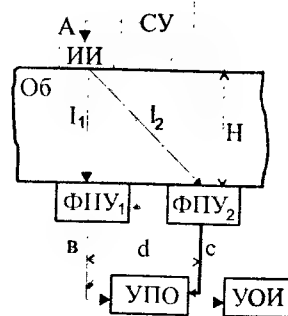


Рисунок 5.5. Структурная схема ОЭИП-СП.

5.1.3. Преобразователи с амплитудной шкалой преобразования

В известных вариантах ОЭИП-РП одним из обязательных условий достижения высокой точности измерения выходных параметров является постоянство во времени интенсивности излучения от источника. Для этого предусматриваются специальные меры стабилизации потока путем введения контура электрической или оптической обратной связи. Другим условием выступает высокое качество выполнения устройства первичной

обработки сигналов ОЭИП. Однако эти меры - не единственный путь повышения точности фотометрических исследований.

Для любых типов биологических сред можно указать диапазон измерения интенсивности лучистого потока, при взаимодействии с которым их оптические свойства постоянны. Следовательно, внутри этого диапазона интенсивность излучения можно регулировать по любому закону. При линейной энергетической характеристике ФЭП вид шкалы преобразования интенсивности излучения в амплитуду сигнала определяется законом изменения этой интенсивности.

Пусть интенсивность опорного потока излучения изменяется по линейному закону $\Phi_0(t) = a_f t$ (устройство управления потоком содержит генератор пилообразного напряжения), где a_f - крутизна изменения потока энергии. Тогда сигналы ФПУ также будут изменяться по линейному закону: $u_1 = a_1 t$ и $u_2 = a_2 t$, но крутизна этих сигналов может быть разной - $a_1 \neq a_2$. Если ФПУ₂ включен в компенсационный канал и крутизна $a_2 = \text{const}$, а $a_1 = a_1(\hat{x})$, где $\hat{x}$ - некоторый обобщенный параметр, отражающий оптические свойства исследуемой среды, то нетрудно установить связь отношения сигналов u_1 и u_2 с параметром h :

$$h = u_1/u_2 = a_1(\hat{x})/a_2 \quad (5.6)$$

Однако определять крутизну нарастания сигнала технически неудобно. Определим отношение интервалов времени t_1 и t_2 , за которые напряжения u_1 и u_2 достигают некоторого опорного уровня напряжения U_0 . путем простых преобразований получаем:

$$h = a_1(\hat{x})/a_2 = t_2/t_1 \quad (5.7)$$

Аналогичное выражение для g имеет вид:

$$g = t_2/(t_1 + t_2) \quad (5.8)$$

Соотношения для расчета других фотометрических параметров приведены в таблице 5.1.

Таблица 5.1.

Параметр	$\tau, \rho, \tau_p, \tau_m$	m	$\tau_m \rho_1$	α, k	K, γ	R	D
Расчетное Соотношение	t_2/t_1	t_1/t_2	$t_{1, \lambda}/t_{2, \lambda}$	$t_1 - t_2/t_1$	$t_1 - t_2/t_1 + t_2$	$t_2/t_1 + t_2$	$\lg(t_1/t_2)$

Преобразователи, в которых используется изменение интенсивности потока излучения источника по линейному закону, известны как ОЭИП с амплитудной шкалой преобразований - ОЭИП-АШ [6]. Один из вариантов фотометра, работающего в проходящем потоке излучения и измеряющего параметр h , с ОЭИП-АШ приведен на рисунке 5.6.

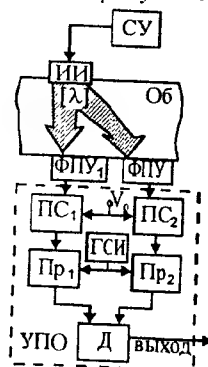


Рисунок 5.6. Структурная схема фотометра, работающего в проходящем потоке излучения.

На выходах ФПУ включены пороговые схемы (ПС) с общим пороговым уровнем срабатывания - U_0 , преобразователи (Пр) временного интервала в число импульсов (ГСИ - генератор счетных импульсов), и делитель (Д) для расчета фотометрического параметра. Другие варианты фотометров можно найти в [6].

Источниками погрешностей измерений выходных параметров для этого типа ОЭИП могут быть шумовые флуктуации сигналов, нелинейность характеристик излучателя и ФЭП, смещение максимума спектра излучения источника при регулировке интенсивности и ряд других. Анализ влияния этих погрешностей можно проводить известными методами. Например, влияние систематических погрешностей измерения сигналов ФПУ на величину h определяется следующим образом.

В общем случае реальное значение сигнала ФПУ можно записать в виде:

$$u_i(t) = [1 + \delta_i(t)] u_{i0}(t) + \Delta u_i, i=1,2,$$

где $\delta_i(t)$ и Δu_i - мультипликативная и аддитивная составляющие погрешности измерения сигнала $u_i(t)$. Тогда

$$t_1' = \frac{\Delta u_1}{a_1 \cdot (\delta_1 + 1)}; \quad t_2' = \frac{\Delta u_2}{a_2 \cdot (\delta_2 + 1)},$$

откуда

$$h' = h \cdot \frac{\Delta u_2 \cdot (1 + \delta_2)}{\Delta u_1 \cdot (1 + \delta_1)} \quad (5.9)$$

В измерительных аналого-цифровых преобразователях широко используется метод компенсации аддитивной составляющей с помощью использования двух опорных уровней: $U_0' = U_0 + \Delta U$ и $U_0'' = U_0 - \Delta U$. Включение двух пороговых уровней в каждом пороговом устройстве приводит к тому, что измеряются два (для каждого сигнала) временных интервала и рассчитывается их разность:

$$\Delta t' = t_2' - t_1' = \frac{1}{a_1 \cdot (1 + \delta_1)}; \quad \Delta t'' = t_2'' - t_1'' = \frac{1}{a_2 \cdot (1 + \delta_2)},$$

откуда

$$h' = h \cdot \frac{1 + \delta_1}{1 + \delta_2},$$

а относительная погрешность определения h :

$$\delta_h = \frac{\Delta h}{h} = \frac{\delta_1 - \delta_2}{1 + \delta_2} \quad (5.10)$$

5.1.4. Преобразователи с оптико-электрическим контуром обратной связи

В ОЭИП-СП один из потоков излучения является опорным. Однако сделать его интенсивность постоянной невозможно, так как в этом типе ОЭИП оба потока являются измерительными и проходят через исследуемую среду. Поэтому оптические свойства среды оказывают влияние на интенсивность обоих потоков, и известные схемы управления интенсивностью с помощью

контура отрицательной обратной связи по потоку становятся не пригодными. Для стабилизации излучения в ОЭИП-СП эффективным оказывается применение оптико-электрического контура отрицательной обратной связи, в который включен оптический канал формирования опорного потока [6]. В этом случае стабилизируется уже не интенсивность источника излучения, а интенсивность потока, падающего на ФЭП, включенный в состав этого контура. Измерительная информация об оптических свойствах исследуемой среды будет содержаться в другом потоке, который измеряется любым известным способом.

Один из возможных вариантов фотометра с ОЭИП-СП и контуром обратной связи рассмотренного типа приведен на рисунке 5.7.

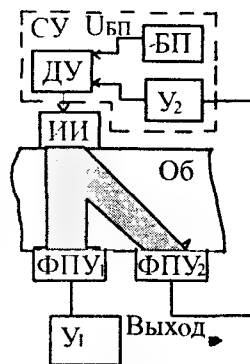


Рисунок 5.7. С ОЭИП-СП и контуром обратной связи.

Особенностью схемы управления в этой структуре является включение в нее дифференциального усилителя (ДУ), на один вход которого поступает управляющий сигнал $u_{БП}$ (БП - блок питания источника излучения), а на другой - сигнал u_2 с согласующего усилителя U_2 , подключенного к выходу ФПУ.

Сигнал $u_{ДУ}$ с выхода дифференциального усилителя:

$$u_{ДУ} = K_D (u_{БП} - u_2), \quad (5.11)$$

где $u_2 = K_2 \Phi_2 S_2$; K - коэффициенты усиления соответствующих усилителей; S_2 - чувствительность ФЭП₂, на который падает лучистый поток Φ_2 .

Тогда поток излучения источника можно определить как:

$$\Phi_0 = u_{ДУ} \Phi_{II} = \Phi_{II} K_D u_{БП} / (1 + \Phi_{II} K_D K_2 S_2), \quad (5.12)$$

где Φ_{II} - коэффициент преобразования источника, отражающий функциональную зависимость между потоком излучения и величиной управляющего напряжения; τ_2 - коэффициент пропускания участка среды между источником излучения и ФЭП₂.

Если выбрать $K_2 K_D \Phi_{II} \tau_2 S_2 \gg 1$, то:

$$\Phi_0 = u_{БП} / (\tau_2 S_2 K_2), \quad (5.13)$$

$$\Phi_2 = \tau_2 \Phi_0 = u_{БП} / (K_2 S_2) \quad (5.14)$$

Так как все величины, входящие в (5.13) постоянные, то интенсивность потока Φ_0 остается неизменной и не зависит ни от оптических свойств исследуемого участка среды, ни от коэффициента Φ_{II} .

Сигнал на выходе ФПУ₁, включенного в измерительный канал:

$$u_1 = \tau_1 \Phi_0 S_1 K_1 = \Phi_{II} K_D u_{БП} S_1 K_1 \tau_1 / (1 + \Phi_{II} K_D S_2 K_2 \tau_2), \quad (5.15)$$

где τ_1 - коэффициент пропускания участка биоткани между источником и ФПУ₂; S_1 - чувствительность ФЭП₁ (в составе ФПУ₁); K_1 - коэффициент усиления усилителя U_1 .

При выполнении полученного выше условия выбора коэффициентов усиления получаем:

$$u_1 = k \tau_1 / \tau_2 = k/h, \quad (5.16)$$

где $k = u_{БП} S_1 K_1 / S_2 K_2$ - постоянный коэффициент, не зависящий от оптических свойств исследуемой ткани.

Если усилитель U_1 сделать логарифмирующим, то сигнал на устройство отображения информации, будет пропорционален оптической плотности исследуемой среды. Коэффициент k задает масштаб измерения h ; он зависит от величины $u_{БП}$, которая определяет также и помехоустойчивость фотометра.

Определим относительную погрешность формирования сигнала u в виде:

$$\delta u_1 = \frac{u_1 - u_i}{u_i} = \frac{1}{1 + \Phi_{II} K_D K_2 S_2 \tau_2}, \quad (5.17)$$

откуда нетрудно определить, что

$$K_{II} = (1/\delta u - 1)/(K_2 \tau_1 S_2 \phi_{II}) \quad (5.18)$$

Сомножитель $S_{\Sigma\Phi\Gamma}$ определим как коэффициент передачи [6]: его можно оценить, если известны характеристики и геометрия элементов ОЭИП. При использовании в качестве излучателей и ФЭП полупроводниковых свето- и фотодиодов значение $S_{\Sigma\Phi\Gamma}$ (при согласовании спектральных характеристик) достигает значений 0,01 и более, а при использовании фототранзисторов - $S_{\Sigma\Phi\Gamma} = 0,07$. Но даже приняв $S_{\Sigma\Phi\Gamma} = 0,005$ и $K_2 = 500$ для относительной погрешности $\delta u_1 < 5\%$, получаем $K_d \geq 76$ для $\tau_2 = 0,1$ или $K_d > 380$ для $\tau_2 = 0,05$. Такие коэффициенты усиления легко могут быть достигнуты с помощью операционных усилителей широкого применения.

При выборе элементов ОЭИП следует обращать внимание не только на согласование спектральных характеристик, но и на геометрические размеры источника излучения и ФЭП, а также на расстояние между ними. Важным условием является также требования к линейности энергетической характеристики фототока ФЭП, так как на него попадает лучистый поток, зависящий от оптических свойств исследуемого участка. Для ФПУ₂, включенного в контур обратной связи, требование к линейности энергетической характеристики может не выполняться - на него всегда воздействует постоянный поток.

В состав контура обратной связи можно включить и ФПУ₁ - ближайшей к источнику излучения, тогда дальний ФПУ включается в измерительный канал. В этом случае сигнал u_2 определяется следующим выражением:

$$u_1 = u_{\text{eff}} S_2 K_2 \tau_2 / (K_1 S_1 \tau_1) = k h, \quad (5.19)$$

где $k' = \chi_{\text{H}_2\text{S}_2} / (K_1 S_1)$, и следовательно выходной сигнал фотометра будет пропорционален параметру h для исследуемой среды.

5.1.5. Преобразователи с функциональным управлением интенсивностью излучения

Выше был рассмотрен оптико-электрический измерительный преобразователь с амплитудной шкалой преобразования (ОЭИП-АШ), в котором интенсивность излучения источника лучистой энергии ИИ

изменяется во времени по определенному закону. Известные излучатели лучистого потока обычно имеют небольшую область линейной зависимости интенсивности излучения от величины питающего напряжения [40]. Компенсацию нелинейности можно осуществить с помощью формирования управляющих сигналов специальной формы, однако такой путь мало эффективен, так как необходима подстройка формы сигналов при смене образца излучателя. Учитывая, что многие типы ФЭП имеют линейную энергетическую характеристику преобразования в широком диапазоне изменения интенсивности излучения, высокое быстродействие и стабильность других характеристик, для коррекции нелинейности характеристики преобразования источника излучения становится возможным использования оптикоэлектрического контура отрицательной обратной связи, который охватывает один из потоков двухлучевого ОЭИП-АШ. Оценим влияние этого контура на точность измерения ФП на примере анализа работы двухлучевого фотометра, изображенного на рисунок 5.8.

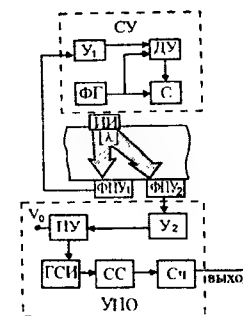


Рисунок 5.8. Двухлучевой фотометр.

Для упрощения описания работы фотометра выделим в нем две структуры:

контур обратной связи:

- система управления СУ интенсивностью исходного излучения. В которую входят усилитель $У_1$, на входе которого включен ФПУ, функциональный генератор ФГ, дифференциальный усилитель ДУ, сумматор С и источник излучения ИИ;

измерительный контур:

- устройство первичной обработки УПО, включающее усилитель $У_2$, вход которого подключен к ФПУ₂, пороговое устройство ПУ, схему совпадений СС, генератор счетных импульсов ГСИ и счетчик Сч, выход которого подключен к устройству отображения информации.

Пусть излучатель формирует поток излучения:

$$\Phi_0(t) = \varphi_n u_c(t), \quad (5.20)$$

где $u_c(t)$ - выходной сигнал сумматора, φ_n - функция преобразования. Сигналы на выходах ФПУ₁ и ФПУ₂ определяются с помощью следующих соотношений:

$$u_1(t) = k_1 \Phi_0(t) S_1 \tau_1; \quad (5.21)$$

$$u_2(t) = k_2 \Phi_0(t) S_2 \tau_2; \quad (5.22)$$

где τ_1 и τ_2 - коэффициенты пропускания соответствующих участков среды, а k_1 и k_2 - коэффициенты преобразования потоков (см. (5.2)).

Напряжение $u_c(t)$, формируемое генератором ФГ, поступает на вход сумматора и один из входов дифференциального усилителя, поэтому сигнал на входе ДУ:

$$u_{\text{ДУ}}(t) = K_d [u_1(t) - u_2(t) K_1] \quad (5.23)$$

где K_1, K_d - коэффициенты усиления усилителей $У_1$ и ДУ. Сигнал на выходе сумматора:

$$u_c(t) = K_c [(1 + K_d) u_1(t) - K_d K_1 u_2(t)] \quad (5.24)$$

где K_c - коэффициент передачи сумматора.

Подставляя в это выражение соотношение для определения $u_1(t)$, получаем:

$$u_c(t) = K_c [(1 + K_d) u_1(t) - K_1 K_d k_1 S_1 \tau_1 \Phi_0(t)] \quad (5.25)$$

После ряда преобразований из выражения (5.25) можно получить соотношение для определения $\Phi_0(t)$:

$$\Phi_0(t) = \frac{(1 + K_d) \cdot \varphi_n \cdot K_c \cdot U_T(t)}{1 + k_1 \cdot \varphi_n \cdot K_1 \cdot K_c \cdot K_d \cdot S_1 \cdot \tau_1} \quad (5.26)$$

Обычно легко обеспечить $K_d \gg 1$ и $K_1 K_c \gg 1$, поэтому можно считать, что $k_1 \varphi_n K_1 K_c K_d S_1 \tau_1 \gg 1$, поскольку $k_1 \varphi_n S_1 \tau_1 \neq 0$. В этом случае выражение (5.26) упростится:

$$\Phi_0(t) \sim u_1(t) / K_1 S_1 \tau_1 k_1 \quad (5.27)$$

Из выражения (5.27) следует, что крутизна изменения $\Phi_0(t)$ за счет действия контура обратной связи отличается от крутизны сигнала $u_1(t)$ в $1/k_1 K_1 S_1 \tau_1$ раз, причем k_1, K_1 и S_1 - величины постоянные. Подставив выражение (5.27) в (5.21), получим: $u_1(t) = u_1(t)$, т.е. контур обратной связи, образованный путем включения ФПУ в схему управления интенсивностью источника, так воздействует на $\Phi_0(t)$, что крутизна сигнала $u_1(t)$ соответствует крутизне $u_c(t)$. Это соответствие сохраняется независимо от значений S_1, τ_1 и вида функции φ_n .

Рассмотрим работу измерительного контура - ФПУ₂ и УПО. Сигнал на выходе усилителя $У_2$ можно определить с учетом (5.22) и (5.27):

$$u_2(t) = u_1(t) k_2 K_2 S_2 \tau_2 / k_1 K_1 S_1 \tau_1 = u_1(t) K \cdot h, \quad (5.28)$$

где $K = k_2 K_2 S_2 \tau_2 / k_1 K_1 S_1 \tau_1$ - коэффициент преобразования фотометра.

При выводе выражений (5.27) и (5.28) никаких особых требований к $\Phi_0(t)$ поставлено не было, а конечный результат вообще не зависит от функции преобразования излучателя φ_n . Закон изменения выходного сигнала ФПУ₁ во времени полностью определяется управляющим сигналом $u_c(t)$, поступающим с функционального генератора, и значением параметра h . На выходе $У_2$ включено пороговое устройство с опорным уровнем V_0 , поэтому для определения длительности выходного импульса t_0 получаем следующее выражение:

$$V_0 = k \cdot h \cdot u_1(t_0) \quad (5.29)$$

Импульс с выхода ПУ поступает на схему совпадений СС и открывает ее. Через эту схему проходят счетные импульсы, фиксируемые в счетчике Сч; результат, накопленный в счетчике Сч, представляет собой цифровой эквивалент измеряемого фотометрического параметра, который отображается в УОИ.

Форма напряжения $u_r(t)$ определяется типом измеряемого ФП. Пусть $u_r(t) = a_n t$, где $a_n = V_r(T)/T$ - крутизна нарастания пилообразного напряжения, $V_r(t)$ - амплитуда, T - длительность одного цикла преобразования. Определим интервал времени t_0 из (5.29):

$$t_0 = V_0 T / k V_r(T) h \quad (5.30)$$

Число импульсов, фиксируемое счетчиком за время t_0 : $N_{сч} = f_0 t_0$, где f_0 - частота счетных импульсов, поэтому

$$N_{сч} = f_0 V_0 T / V_r(T) k h = k_{сч} / h, \quad (5.31)$$

где $k_{сч} = f_0 V_0 T / V_r(T) k$ - постоянный коэффициент.

В этом случае, когда в структуру обратной связи включен ФПУ₂, а в измерительный контур - ФПУ₁, легко показать, что $N_{сч} = k'_{сч} h$, где $k'_{сч} = k f_0 V_0 T / V_r(T)$.

Таким образом, если функциональный генератор формирует пилообразное напряжение, рассматриваемый фотометр позволяет измерять ФП, которые определяются отношением двух сигналов. Если необходимо оценить другой параметр, связанный с отношением u_1/u_2 функциональной зависимостью, то вместо схемы совпадения требуется включить функциональный преобразователь или использовать генератор счетных импульсов, для которого частота следования импульсов в пределах одного цикла измерения изменяется по определенному закону. Однако измерять другие фотометрические параметры с помощью этого фотометра можно, изменив вид функции $u_r(t)$ [30.35].

Пусть функциональный генератор формирует импульсы выходного напряжения $u_r(t)$ экспоненциальной формы.

Если обозначить через T_0 - постоянную времени экспоненты, а через T - длительность импульса одного цикла преобразования, и, учитывая, что $V_m = V_r(T)$, то выбрав

$$T_0 = T / \lg[V_0 / (k \cdot V_m)] \quad (5.32)$$

и подставив значение $u_r(t)$ в выражение (5.29), после ряда несложных преобразований получим:

$$N_{сч} = \frac{f_0 \cdot T}{\lg[V_0 / (k \cdot V_m)]} \cdot \lg \frac{1}{h} = b^* \cdot D. \quad (5.33)$$

Следовательно, подбирая закон управления излучением источника, также можно вычислять любой фотометрический параметр. Закон управления должен выражаться обратной функцией по отношению к функции, связывающий параметр h с другими.

Рассмотренная структура фотометра может не удовлетворять разработчика из-за необходимости формирования значительных интенсивностей излучения. Это связано с тем, что здесь используется метод время - импульсного преобразования, и для достижения высокой точности измерений необходимо сформировать достаточное число счетных импульсов, поэтому длительность импульса для источника должна быть не менее десятых долей миллисекунды. За это время происходит разогревание излучающего элемента (например, кристалла светонизлучающего диода), что вызывает изменения эксплуатационных характеристик излучателя - интенсивности и спектрального состава излучения, должна быть ограничена максимальная интенсивность излучения, что приводит к снижению чувствительности фотометра и т.д.

Реализовать ОЭИП-АШ можно по несколько иному принципу, отнеся функцию формирования счетных импульсов в цепь управления интенсивностью исходного излучения (рисунок 5.9).

Функциональный генератор, как и прежде, формирует сигнал $u_r(t)$, в соответствии с которым должна изменяться во времени интенсивность излучения источника. Этот сигнал служит опорным для оптико-электрического контура отрицательной обратной связи, в который кроме функционального генератора входят дифференциальный усилитель, генератор импульсов (ГИ), ключ (Кл), источник излучения и фотоприемное устройство ФПУ₂. Генератор импульсов формирует счетные импульсы с частотой f_0 , которыми управляется состояние ключа. Когда ключ замкнут, благодаря воздействию контура обратной связи устанавливается такая интенсивность исходного излучения, которая соответствует амплитуде сигнала на выходе ФПУ₂, равной значению сигнала функционального генератора в конкретный момент цикла измерения. Таким образом, осуществляется амплитудная модуляция высокочастотных импульсов сигналом с функционального генератора. Вследствии этой модуляции источник излучает импульсы лучистой энергии с изменяющейся интенсивностью.

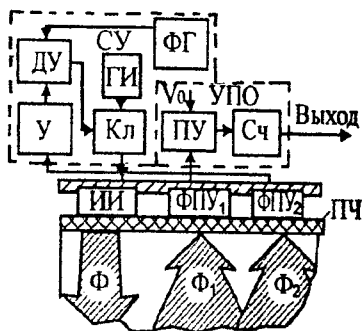


Рисунок 5.9. Структурная схема ОЭИП-АШ с формированием счетных импульсов в цепи управления интенсивностью исходного излучения.

Импульсный лучистый поток источника в измерительном контуре преобразуется фотоприемным устройством ФПУ₁ в серию импульсов с изменяющейся амплитудой, которые поступают на пороговое устройство. Последнее срабатывает при достижении очередных импульсов порогового уровня; выходные импульсы с этого устройства поступают на счетчик. Число счетных импульсов может быть определено в соответствии с выражениями (5.29) или (5.31). В данном варианте фотометра режим работы источника излучения облегчен, поскольку формируется не непрерывное излучение в течение одного цикла измерения, а импульсы лучистой энергии с изменяющейся интенсивностью в течении того же времени; это позволяет улучшить отмеченные ранее эксплуатационные характеристики прибора. Включение генератора счетных импульсов в цепь управления интенсивностью излучения источника позволяет также упростить и процесс время – импульсного преобразования, так как в данном варианте фотометра сокращается число операций, необходимое для формирования цифрового эквивалента фотометрического параметра по сравнению, например, с фотометром, схема которого показана на рисунке 5.8. Так, например, для определения в цифровом виде оптической плотности среды необходимо выполнить следующие операции: сформировать определенным образом (во времени, пространстве, по когерентности, поляризации и т.д.) лучистый поток; обеспечить условия взаимодействия лучистого потока с объектом исследования; преобразовать лучистый поток после взаимодействия с объектом в электрический сигнал; рассчитать отношение выходных сигналов ФПУ; сформировать импульс, длительность которого будет пропорциональна

логарифму отношения сигналов; преобразовать длительность этого импульса в цифровой эквивалент путем его заполнения счетными импульсами; зафиксировать цифровой эквивалент оптической плотности в счетчике и индигировать его в устройстве отображения результатов. В варианте фотометра по схеме на рисунке 5.9 благодаря организации работы излучателя в режиме импульсной модуляции исключаются четвертая, пятая и шестая операции.

В заключении отметим, что в двухлучевых фотометрах, использующих ОЭИП с совмещенными потоками и оптико-электрической отрицательной обратной связью, точность измерения повышается в результате сокращения числа математических операций, выполняемых с электрическими сигналами; исключения влияния нелинейности функции преобразования электрического сигнала в лучистый поток; уменьшения влияния состояния, структуры и качества контакта ОЭИП с исследуемой средой; уменьшения влияния дрейфа параметров электронных элементов и элементов ОЭИП; представления результата измерения в цифровом виде, что также облегчает ввод и обработку информации с помощью ЭВМ. В таких фотометрах погрешность измерения может возникнуть, если ФЭП, включенный в состав ФПУ контура обратной связи, имеет нелинейную энергетическую характеристику передачи. Однако и в этом случае динамический диапазон работы ФПУ существенно ограничен вследствие действия указанного контура. Особых требований к линейности энергетической характеристики второго ФПУ (второго ФЭП) не предъявляется, поскольку всегда используется только одна точка этой характеристики, соответствующая формированию сигнала, при котором срабатывает пороговое устройство.

5.1.6. Двухволновые преобразователи

В двухволновых фотометрах выходной фотометрический параметр также функционально связан с двумя сигналами, но эти сигналы - $u(\lambda_1)$ и $u(\lambda_2)$, формируемые на выходе блока ФПУ, характеризуют пропускание (или отражение) лучистой энергии двух длин волн λ_1 и λ_2 или излучения двух спектральных диапазонов, т.е. характеризуют оптические свойства исследуемой среды по отношению к двум разным источникам лучистой энергии. Поэтому фотометр, измеряющий это отношение, правильнее рассматривать как двухканальный, в котором в каждый канал включен оптико-электрический преобразователь, выполненный по однолучевой схеме (рисунок 5.10.а). Методика исследования по существу предусматривает определение поглотительной (или отражательной, рассеивающей) способности исследуемой

среды в каждом из спектральных диапазонов, т.е. оценку двух фотометрических параметров, которые измеряются с помощью двух однолучевых фотометров.

В качестве параметра, оценивающего отличия в оптических свойствах среды в этих диапазонах, чаще всего используется отношение $u(\lambda_1)$ и $u(\lambda_2)$, по форме совпадающее с выражением для параметра h . Вычисление отношения выходных сигналов однолучевых фотометров есть не что иное, как расчет некоторого комплексного показателя для характеристики оптического свойства среды (на рисунке 5.10.а для этого предусмотрено устройство вторичной обработки - УВО).

Поскольку двухлучевые фотометрические устройства имеет лучшие метрологические характеристики по сравнению с однолучевыми, то в ОЭИП каждого измерительного канала в двухволновых фотометрах также целесообразно строить по двухлучевой оптической схеме (рисунок 5.10 б). Здесь используются два источника излучения (ИИ₁) и (ИИ₂), а лучистый поток каждого спектрального диапазона, прошедший объект исследования, падает на два ФЭП для каждого двухлучевого ОЭИП (ФПУ₁₁, ФПУ₁₂ и ФПУ₂₁, ФПУ₂₂ на рисунке 5.10 б).

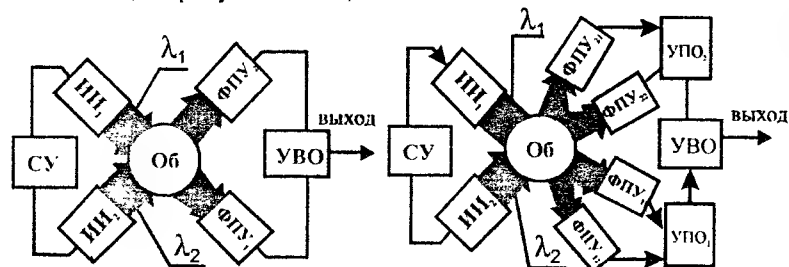


Рисунок 5.10. Структуры двухволновых ОЭИП.

Затем выходные сигналы ФЭП поступают на устройства первичной обработки, выходы которых подключены к устройству вторичной обработки, вычисляющему комплексный показатель. При этом оптические свойства исследуемой среды в каждом спектральном диапазоне в общем случае можно характеризовать с помощью любого параметра, который известен для двухлучевых фотометров, а в качестве комплексного показателя могут использоваться различные функциональные зависимости от фотометрических параметров. Например, если оптические свойства в каждом спектральном диапазоне характеризовать параметром h , т.е. в измерительных каналах определять:

$$h(\lambda_1) = U_1(\lambda_1)/U_2(\lambda_1) \text{ и } h(\lambda_2) = U_1(\lambda_2)/U_2(\lambda_2), \quad (5.34)$$

то в качестве комплексного показателя можно выбрать отношение:

$$\mu_1 = h(\lambda_1)/h(\lambda_2) \quad (5.35)$$

Здесь $u_1(\lambda_1), u_2(\lambda_1), u_1(\lambda_2)$ и $u_2(\lambda_2)$ - электрические сигналы на выходах блоков ФПУ соответствующих двухлучевых ОЭИП. Показатель μ_1 - не единственно возможный комплексный показатель. В качестве него можно выбрать и другое отношение:

$$\mu_2 = h(\lambda_1)/[h(\lambda_1) + h(\lambda_2)] \quad (5.36)$$

Если оптические свойства среды оценить с помощью параметра r , т.е. определять:

$$r(\lambda_1) = u(\lambda_1)/[u_1(\lambda_1) + u_2(\lambda_1)] \text{ и } r(\lambda_2) = u_1(\lambda_2)/[u_1(\lambda_2) + u_2(\lambda_2)], \quad (5.37)$$

то комплексные показатели μ_1 и μ_2 принимают вид:

$$\mu_1 = r(\lambda_1)/r(\lambda_2), \quad \mu_2 = r(\lambda_1)/[r(\lambda_1) + r(\lambda_2)] \quad (5.38)$$

Несложно построить и другие варианты двухволновых фотометров, отличающихся как видом выбранных для оценки оптических свойств среды фотометрических параметров, так и типом выходного комплексного показателя.

Применение двухлучевых ОЭИП в двухволновых фотометрах значительно усложняет структуру как оптического тракта фотометра, так и устройства обработки сигналов ФПУ. Кроме того, построение таких фотометров связано с преодолением определенных трудностей по достижению требуемой точности измерений, которые обусловлены отличием в интенсивности излучения источников лучистой энергии в разных спектральных диапазонах, различной спектральной чувствительностью фотоприемников и другими факторами.

5.2. Узлы и элементы оптико-электрических измерительных преобразователей

Эффективное использование возможностей описанных выше структур ОЭИП в значительной степени определяется качеством входящих в них узлов и элементов: типом излучателей и фотоэлектрических преобразователей.

характеристиками оптических узлов, используемых для формирования отдельных лучей и управления спектральным составом лучистого потока, схем вычисления фотометрических параметров и расчета медицинских показателей. Радиоэлектронная промышленность постоянно предлагает все новые светоизлучающие и фоточувствительные элементы, а также оптические и оптоэлектронные узлы и изделия микроэлектроники, которые позволяют совершенствовать конструкцию и эксплуатационные показатели фотометров.

Перед разработчиками технических систем всегда стоят проблемы выбора тех или иных элементов и узлов из имеющегося набора, что не всегда легко сделать. Для осознанного выбора необходимо знать назначение и характеристики узла или элемента, возможности согласования его характеристик с характеристиками других узлов. Ниже будут рассмотрены основные типы оптических систем, излучателей лучистой энергии и фотоэлектрических преобразователей для использования их в фотометрических системах, а также методы решения проблемы согласования характеристик этих элементов, объединяемых в два специфических для фотометрических исследований устройства: устройство формирования излучения (УФИ) и фотоприемное устройство (ФПУ). Расчету электрических схем этих устройств будут посвящены материалы следующего раздела. Сведения о механических конструкциях оптических трактов фотометров изложены в специальной литературе по оптическим приборам и в руководствах по применению фотометров [10, 23, 27 и другие].

5.2.1. Оптические элементы фотометров

От выбора элементов в оптических системах (ОС), включенных в структуру оптико-электрических измерительных преобразователей, в значительной степени зависит точность формирования потоков излучения, интенсивность которых определяет величины электрических сигналов на выходе блока ФПУ. Оптические системы могут включаться как со стороны источника излучения, так и со стороны блока ФПУ. Остановимся подробнее на характеристике оптических элементов, предназначенных для управления спектральным составом потоков и канализации энергии излучения.

Для формирования заданного спектрального состава излучения или выделения потоков лучистой энергии относительно узкого спектрального диапазона из исходного полихроматического излучения применяются оптические фильтры и монохроматоры. Более просты по устройству и широко доступны на практике оптические фильтры. Система фильтров позволяет согласовывать спектральные характеристики излучения источника и

спектральные характеристики чувствительности блока ФЭП со спектральными характеристиками пропускания (отражения) исследуемой среды.

Оптические фильтры делятся на абсорбционные и интерференционные. Действие абсорбционных фильтров основано на избирательном поглощении излучения; они изготавливаются на твердых, жидких и газообразных избирательно-поглощающих средах. Примерами абсорбционных фильтров могут служить цветные стекла, окрашенные пленки желатина и пластмассы, пленки германия и кремния, щелочно-галогенные слои и другие материалы.

К основным показателям, характеризующим абсорбционные фильтры относятся (см. рисунок 5.11): спектральная характеристика пропускания $\tau_{\phi}(\lambda)$; длина волны λ_{max} , на которой коэффициент пропускания имеет максимальное значение τ_{max} ; ширина полосы пропускания $\lambda = \lambda_2 - \lambda_1$, где λ_1 и λ_2 ($\lambda_2 > \lambda_1$) — длины волн, для которых $\tau_{\phi}(\lambda_1) = \tau_{\phi}(\lambda_2) = \tau_{\text{max}}/2$.

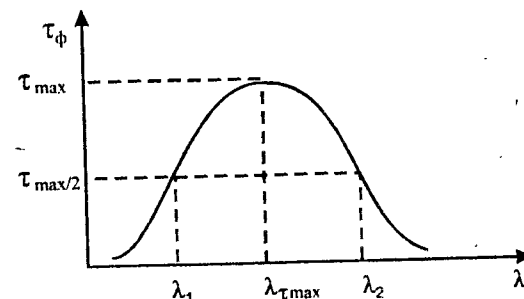


Рисунок 5.11. Параметры абсорбционных оптических фильтров.

Если на пути излучения со спектральной характеристикой $\Phi_0(\lambda)$ установить фильтр со спектральной характеристикой пропускания $\tau_{\phi}(\lambda)$, то результирующее излучение будет обладать спектральной характеристикой $\Phi_0(\lambda) \tau_{\phi}(\lambda)$. Поток излучения после взаимодействия с образцом, имеющим спектральную характеристику пропускания $\tau(\lambda)$, будет обладать уже спектральной характеристикой $\Phi_0(\lambda) \tau_{\phi}(\lambda) \tau(\lambda)$.

Оценить состав и концентрацию веществ в исследуемом образце среды можно путем выбора оптимальной формы спектральной характеристики $\tau_{\phi}(\lambda)$. Но возможности такого анализа ограничены, и прежде всего это связано с трудностями подбора оптимальной характеристики фильтра $\tau_{\phi, \text{опт}}(\lambda)$, которая определяется линейной комбинацией спектральных характеристик всех компонентов исследуемой среды [10]. При большом числе компонентов поиск $\tau_{\phi, \text{опт}}(\lambda)$ значительно усложняется. Кроме того, возникают затруднения при

изготовлении фильтров с требуемыми характеристиками, а при использовании узкополосных фильтров ухудшаются технические характеристики приборов. В практике фотометрических исследований нашли применение оптические фильтры с относительно широкой спектральной характеристикой пропускания.

Обычно влиянием лучистого потока, проходящего через фильтр за пределами полосы пропускания λ , пренебрегают. Однако для ряда фотометрических методов принципиальным может оказаться наличие в спектральной характеристике $\tau_i(\lambda)$ спектральных окон в далёких от λ областях спектра, влияние которых будет проявляться в изменении интенсивности регистрируемых потоков излучения, а следовательно, приведёт к ошибкам в измерении фотометрических параметров. Для исключения влияния таких эффектов используют наборы оптических фильтров, расположенных друг за другом и обеспечивающих поглощение лучистого потока вне полосы пропускания основного фильтра (рисунок 5.12 а).

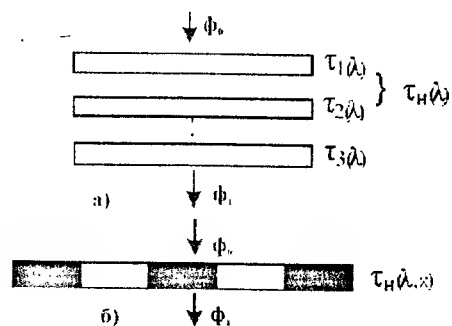


Рис. 5.12 Параллельные (а) и последовательные (б) соединения оптических фильтров

Если расположить друг за другом n фильтров, то общая спектральная характеристика набора $\tau_n(\lambda)$ определяется выражением:

$$\tau_n(\lambda) = \tau_1(\lambda) \tau_2(\lambda) \dots \tau_N(\lambda) = \prod_{i=1}^N \tau_i(\lambda), \quad (5.39)$$

где $\tau_i(\lambda)$ - спектральная характеристика i -го фильтра из набора.

Иногда в практике фотометрических исследований возникает необходимость пространственной коррекции спектральной характеристики излучения. Для этого также целесообразно использовать набор оптических

фильтров, но расположенных в одной плоскости, например, так как показано на рисунке 5.12 б. Если площадь каждого фильтра S_i , то интегральный коэффициент пропускания набора из n фильтров:

$$\tau_n = S_1 \tau_1 / S_0 + S_2 \tau_2 / S_0 + \dots + S_n \tau_n / S_0 = \sum_{i=1}^n S_i \tau_i / S_0^{-1} \quad (5.40)$$

где S_0 - суммарная площадь составного фильтра; τ_i - интегральный коэффициент пропускания i -го фильтра.

Спектральная характеристика пропускания такого набора уже становится функцией пространственных координат x и y : $\tau_n'(\lambda, x, y)$. Точность коррекции определяется количеством фильтров в наборе и точностью подбора спектральных характеристик отдельных фильтров. Возможны и более сложные системы фильтров, хотя практическое их применение ограничено.

Более широкие возможности по созданию оптических фильтров с почти произвольными спектральными характеристиками даёт использование эффекта интерференции потоков излучения, многократно отражающихся и проходящих через тонкие слои прозрачных материалов. Один слой фильтра состоит из тонкой пленки прозрачного диэлектрика, покрытой с обеих сторон полупрозражающими металлическими слоями. Излучение, попадая в фильтр, при многократном отражении от металлических слоев образует систему прошедших и отраженных лучей, интерферирующих между собой. Спектральная характеристика интерференционного фильтра зависит от показателей преломления, толщины и числа слоев. Изменяя их толщину, можно изготовить фильтр для любого заданного участка спектра. Однако ширина полосы пропускания такого простейшего фильтра будет довольно большой. Применяются многослойные интерференционные фильтры, которые могут состоять из 10, 20 и более отдельных слоев. Теория и способы изготовления оптических фильтров этого типа являются самостоятельными разделами физической оптики.

При использовании интерференционных фильтров при фотометрических исследованиях приходится считаться с тем, что специфика явления интерференции нередко приводит к возникновению дополнительных областей пропускания ("окон") вне основной полосы пропускания фильтра. В некоторых случаях эти области удается устранить при комбинировании интерференционного фильтра с абсорбционным. Другой особенностью интерференционного фильтра является зависимость спектральной характеристики пропускания от угла падения потока на его поверхность, поэтому такие фильтры рекомендуется использовать в условиях, когда угол

между осью пучка и его краевыми лучами не превышает нескольких угловых градусов.

Рассмотренные типы фильтров позволяют формировать необходимые спектральные характеристики излучения. Кроме них в оптических каналах ОЭИП используются фильтры, предназначенные для равномерного ослабления лучистого потока по всему спектру, - так называемые нейтральные оптические фильтры (рисунок 5.13). Основное требование к ним - равномерность спектральной характеристики фильтра $\tau_{\phi}(\lambda)$ в диапазоне спектральной характеристики излучения источника $\Phi_0(\lambda)$, поэтому поглощающее вещество не должно иметь спектральных полос поглощения в рабочей области фильтра. В качестве поглощающих материалов для нейтральных фильтров чаще всего используют тонкие пленки титана, платины, хрома, никеля, палладия. Эти материалы обеспечивают достаточно равномерное поглощение излучения в области спектра от 400 до 1200 нм.

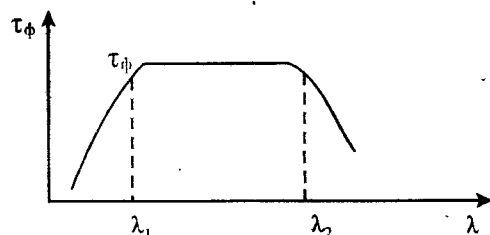


Рисунок 5.13. Характеристики нейтральных оптических фильтров.

Излучение в узком спектральном диапазоне можно получить с помощью монохроматоров, в которых спектральное разложение излучения производится с помощью дисперсионной призмы или дифракционной решетки (поэтому монохроматоры делятся на призмные и дифракционные), а для подведения излучения к диспергирующему элементу и выделения монохроматического пучка используются щелевые диафрагмы. Для фотометрических систем, используемых при проведении физиологических исследований, монохроматоры не нашли применение.

Другим, не менее ответственным, оптическим элементом ОЭИП является оптический узел, определяющий геометрические параметры потока излучения. Описанию зеркал, призм, линз и их наборов, объединенных в окуляры, объективы, конденсоры и т.п., которые используются для сбора лучистой энергии, изменения направления потока, уделено значительное внимание в технических справочниках и литературе по оптическим приборам.

Весьма перспективными для применения в ОЭИП, предназначенных для клинических исследований, являются элементы волоконной оптики. Из волоконных элементов изготавливают пластины, диски, линзы, жесткие световоды, гибкие жгуты и т.д. Световод представляет собой тонкий стеклянный стержень, чаще всего круглого или прямоугольного сечения, состоящий из сердцевины с показателем преломления n_0 и оболочки с полированными торцами, характеризующейся показателем преломления $n_0 < n_c$. От внутренней поверхности оболочки происходит полное отражение потока внутрь световода по законам геометрической оптики. Спектральные характеристики световодов определяются материалом сердцевины и охватывают область от ультрафиолетового до инфракрасного диапазонов спектра. Световоды диаметром менее 100 мкм называют оптическим волокном, группируя которые, образуют световолокнистые жгуты. Световоды и жгуты предназначены для канализированной передачи потока излучения на определенное расстояние, разведения потока от одного источника по нескольким каналам, изменения апертурного угла пучка, изменения направления потока и т.д.

При передаче излучения по волокну потери связаны в основном с поглощением излучения в стекле, причем пропускание волокна не уменьшается и при его изгибе, если при этом углы падения пучка на внутреннюю боковую поверхность не окажутся меньше критических. Коэффициент пропускания τ_c цилиндрического световолокнистого жгута, содержащего n одинаковых волокон, можно определить с помощью выражения:

$$\tau_{cn} = n S_n \tau_c (1 - \rho^2) A / S_0, \quad (5.41)$$

где S_n - площадь торца одного волокна; τ_c - коэффициент пропускания материала волокна; ρ - коэффициент отражения от торца волокна; A - числовая апертура волокна, зависящая от его формы, размеров торцов и коэффициентов преломления n_0 и n_c .

Известны жгуты, содержащие волокна разной формы (например, волокна с переменным диаметром), что позволяет изменять апертурный угол пучка излучения и, следовательно, расширить область таких жгутов.

5.2.2. Источники излучения

В фотометрических приборах различного назначения для генерирования исходных лучистых потоков излучения находят применение специальные

лампы накаливания, газоразрядные лампы, лазеры и полупроводниковые светонизлучающие диоды (светодиоды).

Лампы накаливания и газоразрядные лампы не получили распространения в приборах, предназначенных для физиологических исследований в клинических условиях, из-за ряда присущих им недостатков: зависимости спектральной характеристики излучения от температуры нагрева излучающего элемента (т.е. от стабильности источника питания), большой тепловой инерционности тела накала, небольшого коэффициента преобразования энергии источника питания в излучение (менее 10%), относительно небольшого срока службы, сложности и громоздкости блоков питания (особенно при обеспечении высокой стабильности интенсивности потоков излучения), сравнительно больших габаритов и др.

В качестве перспективных источников излучения фотометров клинического назначения можно считать лазеры. К основным достоинствам излучателей этого типа следует отнести хорошую монохроматичность и когерентность излучения, малую расходимость пучка, а для некоторых типов лазера - и возможность перестройки длины волн излучения путем изменения напряжения питания. Однако к лазерам, рассчитываемым на применение в ОЭИП клинических фотометров, должны предъявляться особые требования, такие, как относительно небольшие размеры, возможность работы в импульсном режиме, высокая стабильность характеристик излучения, высокая линейность характеристики управления интенсивностью потоков излучения. Наилучшим образом этим требованиям удовлетворяют твердотельные микролазеры, некоторые варианты маломощных газовых лазеров и полупроводниковые лазеры.

В твердотельных микролазерах активной рабочей средой служат кристаллические или аморфные вещества (рубин, стекло, иттрий-алюминиевый гранат и т.д.), легированные ионами различных химических элементов, чаще всего неодимом. Активные элементы таких лазеров имеют весьма малые размеры и содержат высокую концентрацию неодима. Порог генерации активных элементов также невысок и составляет от единиц до десятков мВт. Генерация наблюдается на длинах волн 1,06 и 1,3 мкм; при работе в импульсном режиме мощность излучения может достигать нескольких ватт при длительности импульсов $40 \div 80$ нс. Известны также твердотельные микролазеры с перестраиваемой длиной волны в пределах $730 \div 780$ нм, способные формировать импульсы излучения длительностью $70 \div 100$ нс при частоте повторения до 20 Гц. Для накачки микролазеров можно использовать полупроводниковые инжекционные лазеры (эффективность такой накачки около 10%). Твердотельные микролазеры по своим параметрам иногда

превосходят полупроводниковые инжекционные лазеры, так как имеют лучшую когерентность и монохроматичность излучения, большую стабильность одночастотного режима, мало подвержены влиянию внешней среды.

В газовых лазерах активной средой являются различные газы, их смеси или пары металлов. Возбуждение осуществляется электрическим разрядом в газе, используется также эффект быстрого охлаждения при расширении предварительно нагретой газовой смеси или возбуждение за счет энергии, освобождающейся при химических реакциях компонентов среды. Спектральный состав газовых лазеров значительно шире, чем у остальных типов, и перекрывает область от 150 нм до 600 мкм. Эти лазеры имеют высокую стабильность параметров излучения, которая может достигать величин до $10^{-8} \div 10^{-13}$; мала расходимость пучков (до $1 \div 10$ угл. мин.). Среди них особо следует выделить лазеры малой мощности, например атомарные гелий-неоновые, позволяющие получать излучение с длиной волны 630 нм, 1,15 и 3,39 мкм, при диаметре пучка $0,6 \div 5$ мм, расходимости $0,5 \div 6$ мрад. и мощности от долей до сотен мВт.

В полупроводниковых лазерах (лазерных диодах) активной средой служат кристаллы полупроводника, которые возбуждаются инжекцией тока через р-п-переход, пучком электронов или электрическим разрядом. Они обеспечивают генерацию излучения в области спектра от 320 нм до 32 мкм. Так как активная среда лазера имеет высокий коэффициент усиления, лазерный эффект достигается в активных элементах очень малых размеров, не превышающих долей мкм. Поэтому не велика и предельная импульсная мощность излучения - порядка $10 \div 25$ Вт при комнатной температуре. Когда требуется получить большую интенсивность излучения, отдельные лазерные диоды собирают в наборные излучатели, располагая их вплотную друг к другу, что позволяет увеличить мощность до 1 кВт и более. Расходимость пучка излучения составляет $6 \div 12^\circ$ в плоскости р-п-перехода и $20 \div 40^\circ$ в плоскости, перпендикулярной ей.

Большой интерес для разработчиков фотометрических систем могут представлять перестраиваемые лазеры - генераторы когерентного излучения с плавной изменяемой длиной волны. Известно несколько способов перестройки длины волны: путем изменения внешних факторов (температуры, давления, внешнего электрического поля), с помощью дисперсионных элементов и др. Однако эти разработки находятся еще в стадии лабораторных исследований и не доведены до серийных образцов.

Наиболее перспективными на сегодня типами излучателей для ОЭИП особенно для диагностических фотометров, предназначенных для физиологических исследований следует считать полупроводниковые

светоизлучающие диоды (СД). Этот тип излучателя уже нашел применение в качестве образцовых источников лучистой энергии [23,39], а с совершенствованием технологии изготовления и освоением новых материалов, расширяющих диапазон спектра излучения светодиодов, область их применения должна еще больше расширяться.

Опыт разработки фотометров со светодиодами в качестве источников лучистой энергии показывает, что СД могут значительно потеснить другие типы излучателей. Основанием для такого утверждения служат их высокие эксплуатационные и технические показатели. Они характеризуются большим сроком службы, в несколько раз превышающим срок службы ламп накаливания; хорошей временной стабильностью интенсивности и спектрального состава излучения, высоким КПД (он приближается к 50% при охлаждении светодиода); устойчивостью к вибрациям, малыми габаритами, массой стоимостью и т.д. Их отличает узкий спектральный диапазон излучения (до $10\div 30\text{ нм}$), высокое быстродействие (менее 10 нс), достаточно большая мощность излучения, особенно в импульсном режиме (до 0.1 Вт), хорошая линейность управления интенсивностью излучения от величины тока через диод и т.д. К недостаткам светодиодов, которые необходимо учитывать при разработке ОЭИП, можно отнести зависимость интенсивности излучения от температуры (эта зависимость практически линейная [40]), сравнительно большой разброс параметров и характеристик от образца к образцу, наличие в спектральной характеристике излучения некоторых типов светодиодов нескольких зон излучения.

Основными материалами для светодиодов, излучающих в видимой области спектра, являются фосфид галлия, карбид кремния и твердые растворы: галлий-мышьяк-фосфор, галлий-мышьяк-алюминий, а для излучающих в инфракрасной области спектра - арсенид галлия. Спектры излучения определяются характеристиками полупроводникового материала, причем максимумы спектра можно изменять путем введения в исходный полупроводниковый материал различных примесей-активаторов, например цинка, азота, бора и т.п.

При выборе светодиода для ОЭИП фотометра учитывается не только спектр излучения, но и наличие нескольких спектральных диапазонов излучения. Так светодиоды на основе фосфида галлия (например, типа АЛ 102 АМ) имеют спектральные характеристики с двумя выраженными максимумами интенсивности излучения в областях $530\div 560\text{ нм}$ и $690\div 700\text{ нм}$. Можно перераспределять мощность излучения в этих областях, изменяя количество активирующих примесей, которые вносятся в структуру полупроводника при изготовлении светодиодов. Некоторые типы светодиодов на этой же основе

формируют излучение, которое визуально воспринимается как желтый цвет. Но это впечатление связано с аддитивным смешением излучений на двух длинах волн - в области зеленых и красных цветов (560 и 690 нм), причем соотношение интенсивностей потоков составляет $0.15\div 0.5$. Если не учитывать реальные спектральные характеристики излучения светодиодов при расчете выходных сигналов, то можно внести значительные погрешности в оценки фотометрических параметров, источниками которых будут нерабочие спектральные области излучения. Коррекция этих погрешностей связана с установкой специальных полосовых оптических фильтров.

5.2.3. Преобразователи параметров лучистого потока в электрический сигнал

Преобразование интенсивности потоков излучения в электрический сигнал осуществляется с помощью фотоэлектрических преобразователей, включаемых в состав ОЭИП. При разработке ОЭИП в качестве ФЭП нашли применение фоточувствительные элементы, построенные на двух эффектах:

- внешний фотоэффект, при котором электроны вырываются с поверхности чувствительного слоя при его облучении;
- внутренний фотоэффект, связанный с образованием свободных носителей заряда в твердом теле при поглощении кванта излучения.

Внешний фотоэффект нашел применение в фотоэмиссионных элементах, таких как вакуумный и газонаполненный фотоэлемент, фотоэлектронный умножитель, диссектор и др. Внутренний фотоэффект может проявляться в изменении электропроводности твердого тела (фотопроводимость), что используется в фоторезисторах и ему подобных элементах, или в возникновении фото - ЭДС в области р-п -перехода, что используется в фотодиодах, фототранзисторах и других приборах.

Разработаны ФЭП, реагирующие на изменение общей интенсивности излучения (интегральные ФЭП), его спектрального состава (спектрально-чувствительные ФЭП), направление падения и геометрию потока излучения (позиционно-чувствительные ФЭП) и т.д. По области спектральной чувствительности можно выделить преобразователи, работающие в ультрафиолетовой ($\lambda < 0.4\text{ мкм}$), в видимой ($\lambda = 0.4\div 0.72\text{ мкм}$), ближней и средней инфракрасной областях ($\lambda = 1.5\div 20\text{ мкм}$) и в длинноволновой области спектра ($\lambda > 20\text{ мкм}$). Для регистрации слабых потоков излучения, например при проведении люминесцентного анализа, разработаны преобразователи, в которых чувствительный слой охлаждается до очень низких температур (до 20°К и менее).

В общем случае выходной ток фотоэлектрического преобразователя зависит от величины падающего потока, спектрального диапазона излучения, абсолютной температуры светочувствительного слоя и напряжения питания, причем последняя зависимость, как правило, нелинейна и изменяется со временем (явление временного дрейфа). Эти обстоятельства не позволяют связать выходной параметр с исследуемой характеристикой среды. Обычно стремятся создать условия для стабилизации основных факторов (температуры, напряжения питания, внешних условий), не связанных с измеряемым параметром.

Свойства ФЭП описываются системой параметров и характеристик. Из параметров в первую очередь обращают внимание на:

- интегральную чувствительность $S_{\text{ин}}$, определяемую отношением изменения одного из параметров преобразователя к вызвавшему это изменение воздействию (поток);
- уровень собственных шумов;
- минимально допустимый поток излучения (порог чувствительности) $\Phi_{\text{мин}}$;
- инерционность, оцениваемую, например постоянной времени процесса изменения реакции преобразователя (фотоответа) на скачкообразное изменение величины потока излучения.

К важнейшим характеристикам ФЭП относятся:

- спектральная $S(\lambda)$, отражающая реакцию преобразователя на излучение с разной длины волны;
- энергетическая $I_{\Phi} = I(\Phi)$, связывающая величину I_{Φ} выходного тока с облученностью Φ чувствительного слоя;
- частотная $S(f)$, определяющая зависимость чувствительности ФЭП от частоты f модуляции лучистого потока;
- спектр мощности шумов $s = s(f)$, описывающий распределение дисперсии шума $i_{\text{ш}}^2$ по частотам;
- температурные, указывающие, как изменяются различные параметры преобразователя (например, чувствительность, шумы и др.) при изменении температуры чувствительного слоя;
- вольтамперная $I = I(U)\Phi$, которая выражает зависимость тока I от питающего напряжения U при разных лучистых потоках Φ .

Для ФЭП, используемых при регистрации пространственно-неоднородных потоков излучения, дополнительно вводятся еще несколько характеристик, отражающих пространственную неравномерность его свойств.

Эксплуатационные и конструктивные особенности ФЭП оцениваются набором таких параметров, как площадь и конфигурация чувствительного слоя,

напряжение питания и способ его подведения, температура чувствительного слоя, виброустойчивость и др.

Отметим особо параметр ФЭП, от которого в значительной мере зависит чувствительность ОЭИП - уровень собственных (внутренних) шумов. Основными видами шумов для фотоэлектрического преобразования являются:

- тепловой, вызываемый хаотическим тепловым движением носителей заряда;
- дробовой, определяемый тем, что электрический ток представляет собой поток дискретных частиц, количество которых флуктуирует во времени;
- токовый (фликер-шум или $1/f$ -шум), отражающий процессы переноса заряда в полупроводниках;
- фотонный, зависящий от флуктуаций фотонов, падающих на чувствительный слой

Общий уровень шума оценивается дисперсией шума $i_{\text{ш}}^2$, причем дисперсии некоторых из источников шума зависят от величины полезного сигнала. Если эти шумы преобладают, то при изменении величины падающего потока изменяется и отношение сигнал/шум Ψ , которое определяет чувствительность, разрешающую способность и точность фотометрических.

По зависимости шума от величины полезного сигнала можно выделить три группы преобразователей:

- ФЭП с постоянными шумами $i_{\text{ш}}^2 = k_1$;
- ФЭП с шумами, дисперсия которых изменяется пропорционально амплитуде полезного сигнала $i_{\text{ш}}^2 = k_2 I_{\Phi}$ (преобладают дробовые шумы);
- ФЭП с шумами, для которых дисперсия пропорциональна квадрату амплитуды полезного сигнала $i_{\text{ш}}^2 = k_3 I_{\Phi}^2$ (преобладают токовые шумы).

Величины k - постоянные коэффициенты.

При разработке ОЭИП необходимо учитывать, что дробовые, тепловые и токовые шумы зависят от ширины полосы частот Δf , в которой измеряется дисперсия, поэтому отношение Ψ и порог чувствительности также зависят от Δf . Для удобства сравнения разных преобразователей используется приведенное значение дисперсии: $\bar{i}_{\text{ш}}^2$:

$$\bar{i}_{\text{ш}}^2 = \frac{i_{\text{ш}}^2}{\Delta f} \quad (5.42)$$

Параметром, соответствующим этому показателю ФЭП, является порог чувствительности в единичной полосе частот $F_{н1}$ или величина, обратная ему - обнаружительная способность.

Таким образом, в зависимости от типа и назначения фотометра разработчику придется анализировать довольно большое число параметров и характеристик ФЭП, а иногда и самому определять их. Для облегчения задачи выбора преобразователя существуют справочники, в которых приводятся требуемые данные, полученные в некоторых стандартных условиях (см. например [39]), при необходимости эти данные могут быть пересчитаны для новых условий применения.

Рассмотрим некоторые типы фотоэлектрических преобразователей, используемых в фотометрах для клинических физиологических исследований.

Группа преобразователей, основанных на внешнем фотоэффекте (эмиссионные ФЭП), не нашли применение в фотометрах этого типа. Для этих ФЭП характерны относительно большие размеры, значительная неравномерность чувствительности по площади чувствительного слоя-фотокатода (до 50%), значительный разброс интегральной и спектральной чувствительности у разных образцов одного и того же типа ФЭП, необходимость использования большого по величине и высокостабильного напряжения питания, существенная температурная зависимость характеристик и ряд других факторов.

Вторая группа преобразователей, использующая внутренний фотоэффект представлена разнообразными типами фоторезисторов, фотодиодов, фототранзисторов и фототиристоров [39].

В основе фоторезисторов лежит изменение электропроводности чувствительного слоя при его облучении. Этот тип ФЭП характеризуется малыми размерами и массой, малым напряжением питания при высокой интегральной чувствительности в широком спектральном диапазоне. В то же время его отличает повышенная инерционность, зависимость параметров и характеристик от температуры, относительно невысокая линейность энергетической характеристики. Наибольшее распространение получили фоторезисторы на основе сульфида или селенида кадмия - для ультрафиолетовой и видимой областей спектра; сульфида свинца - для видимой и ближней инфракрасной областей; селенида свинца, монокристаллов антимонита иттия, теллурида кадмия - для диапазона 0,5-14 мкм. Широко используются и "примесные" фоторезисторы на основе кремния и германия, легированных разными примесями.

Темновое сопротивление фоторезисторов составляет 105-108 Ом, а при освещенности 200-300 лк кратность изменения сопротивления достигает

500-1000. Высокой линейности энергетической характеристики можно добиться путем тщательного подбора состава вещества фоторезистора. Постоянная времени (быстродействие) зависит в основном от технологии изготовления, освещенности, температуры и других факторов. Значительная инерционность (в лучших образцах она достигает значений 10-50 мс) - основной недостаток этого ФЭП, ограничивающий область его применения.

Фотодиодами (ФД) называют такие преобразователи, в которых под воздействием лучистой энергии возникают электронно-дырочные пары, разделяемые р-п-переходом и образующие фототок. Это наиболее перспективный фоточувствительный элемент для клинических фотометров.

Основным материалом для фотодиодов служат германий и кремний, легированные примесями. Известны также ФД на основе соединений арсенида галлия, фосфора и других материалов. Интегральная чувствительность фотодиодов достигает 25-30 мА/лм. Кремневые ФД (диапазон спектральной чувствительности 0,4-1,1 мкм) отличаются высокой стабильностью характеристик при изменении условий эксплуатации, малыми темновыми токами и, следовательно, высоким порогом чувствительности, высокой электрической прочностью. Германиевые ФД обладают большей интегральной чувствительностью и более широкой, чем у кремневых, спектральной характеристикой (до 0,3-1,8 мкм).

В последние годы появились новые типы фотодиодов, в которых путем структурных изменений и комбинаций материалов удается улучшить электрические параметры и эксплуатационные характеристики. Среди них отметим:

- дрейфовые фотодиоды, в которых используется неоднородное распределение примесей; отличаются значительно меньшим темновым током и чувствительностью в более коротковолновой части спектра;
- р-і-п - фотодиоды, структура которых состоит из низкоомных р- и п-слоев, разделенных высокоомной і-областью; отличаются улучшенной частотной характеристикой (некоторые типы могут работать на частотах до 170-240 МГц), уменьшением времени нарастания и спада фототока (до долей наносекунды) при чувствительности до 530 мА/Вт, темновым током до 5 мкА, а линейность энергетической характеристики сохраняется до токов в 6 А;
- инжекционные фотодиоды, в которых сочетается фоторезисторный эффект с инжекцией носителей заряда через прямосмещенный переход; чувствительны практически во всех областях оптического диапазона и отличаются хорошими пороговыми характеристиками; их

чувствительность достигает 120А/лм при напряжении 8В и освещенности около 3,5 10-7лк;

- фотодиоды с барьером Шотки, основанные на использовании эффектов в поверхностно-барьерных структурах на границе раздела металл-полупроводник; характеризуются высокими показателями - расширенной областью спектральной чувствительности (0,3÷0,9мкм) и динамического диапазона, способны выдерживать высокие уровни освещенности, чувствительность достигает 220мА/Вт;
- фотодиоды на основе тройного соединения галлий-мышьяк-фосфор, для которых можно получить спектральную характеристику, совпадающую со спектральной чувствительностью глаза;
- лавинные фотодиоды, обладающие внутренним усилением фототока в результате ударной ионизации атомов решетки носителями фото-ЭДС, которые получают энергию в сильном поле перехода; коэффициент внутреннего усиления достигает 10^2 - 10^3 и определяется напряжением питания и температурой, обратный ток до 10-11А/мм², время фотоответа измеряется долями наносекунды.

Кроме перечисленных практический интерес представляют ФД на основе гетероструктур, варизонных структур галлий-мышьяк-алюминий-мышьяк, на основе твердых растворов, слоистых соединений и т.п. Далеко не все из перечисленных типов уже нашли практическое применение, некоторые типы ФД находятся в стадии лабораторных исследований. Однако они могут оказаться весьма перспективными для клинических фотометров в виду целого ряда преимуществ по сравнению с используемыми на сегодня типами фотодиодов.

Среди других типов полупроводниковых фоточувствительных приборов следует выделить фототранзисторы. Они имеют два или несколько р-п-переходов и обладают свойством усиления фототока при облучении чувствительного слоя. Интегральная чувствительность германиевых фототранзисторов достигает 3÷7 А/Вт, постоянная времени 150÷250мкс, темновой ток порядка 40 мкА. Кремниевые фототранзисторы имеют на порядок меньший темновой ток, постоянную времени 80 мкс и интегральную чувствительность 0,2÷0,4 мкА/лк. Высокая чувствительность и быстродействие, малые габариты и низкое напряжение питания (до 5÷10 В) делают фототранзисторы весьма перспективными для использования в ОЭИП.

Остальные типы фоточувствительных преобразователей на внутреннем фотоэффекте - фототранзисторы, инверсионные фотодиоды, мозаичные приемники, фотопотенциометры, фотоприемники с радиальным электрическим

полем и т.п. пока не нашли должного применения в фотометрических устройствах рассматриваемого класса.

ГЛАВА 6. ПРОЕКТИРОВАНИЕ УСТРОЙСТВ ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ

6.1. Устройства первичной и вторичной обработки сигналов

С помощью многообразной электронной медицинской аппаратуры (ЭМА) удастся получить разнообразную диагностическую информацию о состоянии органов, систем и организма в целом. К настоящему времени накоплен большой клинический опыт, позволяющий с высокой точностью сопоставлять некоторые патологические состояния организма с определенными характеристиками процессов, исследуемых различными методами. Для некоторых медицинских специальностей (например, врачей-кардиологов, специалистов по нейрофизиологии, спортивной медицине и др.) такое сопоставление, называемое расшифровкой записей процессов, является сутью профессиональной деятельности. По данным обследований легко судить о текущем состоянии организма, в изменениях характеристик процессов отражаются реакции организма на различные значимые воздействия, вызывающие его переход из одного физиологического состояния в другое (в том числе и на лечебные воздействия). По ним можно судить о поведении организма в экстремальных условиях, эффективно проследивать динамику изменений состояний, прогнозировать появление функциональных и патологических расстройств и т.п. Однако выполнение всех перечисленных задач возможно только по результатам обработки электрических сигналов, получаемых на выходе соответствующих измерительных преобразователей.

Процесс обработки сигналов имеет многоступенчатый характер и заключается в последовательном выделении характерных признаков, по которым составляется описание множества состояний организма с точностью до ошибок диагностики соответствующего множества состояний. Часто обработка сигналов ограничивается получением количественного выражения некоторых признаков - медицинских показателей и формированием из них так называемого симптомокомплекса, позволяющего пользователю выносить какие-то суждения о состоянии организма. В других случаях эта обработка может быть достаточно продолжительной и связанной с исследованием изменений медико-биологических показателей за некоторый промежуток времени или по некоторой выборке пациентов. Возможны и другие задачи по обработке сигналов. С увеличением объема входной информации, когда обработка данных врачом или физиологом становится затруднительной или невозможной, появляется необходимость в автоматизации процесса измерения и анализа экспериментальных данных.

Таким образом, устройства обработки сигналов можно разбить на два класса.

В первый класс включаются устройства обработки сигналов в реальном масштабе времени с подключением биобъекта непосредственно к линиям связи с аппаратурой обработки. Они часто являются составной частью технических средств специализированной электронной медицинской аппаратуры широкого назначения, применяются при обработке данных непосредственно в условиях эксперимента, при наблюдении за состоянием человека в экстремальных условиях и за состоянием тяжелобольных.

Другой класс технических средств - это, как правило, сложные вычислительные комплексы, сопрягаемые с системами сбора информации. Такие системы анализа данных работают не в реальном масштабе времени с вводом информации на обработку с запоминающих устройств, которые используются при проведении исследований. С их помощью удастся выявлять патологические или специфические изменения в исследуемых процессах и формировать медицинские базы данных, проводить массовые обследования населения, решать задачи профотбора и т.п. Алгоритмы обработки сигналов в таких системах более сложные, обеспечивают более полный анализ информации, но требуют большего времени для расчетов, что не позволяет использовать их для обработки информации в реальном масштабе. Основные проблемы разработки такой техники связаны с проектированием программных продуктов - пакетов прикладных программ, обеспечивающих достаточную производительность обработки экспериментальных данных.

Проблема разработки специальных алгоритмов анализа электрических сигналов и соответствующего программного обеспечения является острой и для устройств первого типа, особенно при использовании в их структуре микропроцессорных наборов, контроллеров или мини- и микро-ЭВМ. Однако требования к этому обеспечению и методы его разработки иные, чем для устройств второго класса.

Целесообразно разделить устройства первого класса на два вида - устройства первичной обработки сигналов (УПО) и устройства вторичной обработки (УВО).

Устройства первичной обработки могут решать следующие основные задачи:

- предварительная обработка сигналов, связанная с усилением, фильтрацией, интегрированием или дифференцированием, линеаризацией функций передачи;
- выделение характерных точек (типа минимумов, максимумов, пересечений изолиний и др.) и моментов времени их появления;

- измерение отдельных параметров сигналов (амплитуды, длительности, частоты и т.д.);

- вычисление простейших функций нескольких сигналов (например, относительных или сложных параметров для электрофизиологических исследований, выходных параметров для фотометрических измерений).

Первая задача возникает прежде всего при необходимости зафиксировать форму сигнала на устройствах графической регистрации для дальнейшего визуального изучения. Все перечисленные задачи решаются для получения количественных оценок медицинских показателей.

Устройства, выполняющие перечисленные задачи, могут входить в состав автономных приборов, например, счетчиков пульса, частоты сердечных сокращений, частоты дыхания, устройств определения средней частоты ритма ЭЭГ или мощности в ЭМГ, коэффициента пропускания или оптической плотности биосреды и т.д.

Возможны и другие задачи, которые выполняют устройства первичной обработки, такие как: подготовка сигналов для передачи по каналам связи, аналого-цифровое преобразование для последующей цифровой обработки, кодирование сигналов, проведение калибровки измерительного тракта и учет ее результатов при передаче и др. Эти задачи характерны для УПО, входящих в состав сложных измерительных систем, для которых первичная обработка сочетается с дальнейшей обработкой с помощью соответствующей вычислительных устройств - устройств вторичной обработки. Задачами вторичной обработки могут быть расчет амплитудного и частотного спектров, спектральные преобразования сигналов, решение задач распознавания образов, статистический анализ результатов, формирование баз данных и (или) знаний, разработка рекомендаций для специалистов (например, рекомендаций по диагностике, лечебно-оздоровительным мероприятиям) и т.д. Устройства вторичной обработки для решения задач такой сложности не рассматриваются в данной книге.

Все устройства первичной обработки сигналов можно разделить по ряду признаков.

1. По виду обрабатываемого физиологического процесса.

Для разных методов необходимы различные устройства обработки. Характеристики процессов обуславливают различные требования к ним по быстродействию, динамическому диапазону, частотным свойствам, помехозащищенности.

2. По виду технической реализации алгоритма обработки

Устройства первичной обработки могут быть выполнены как аналоговые, цифровые и гибридные. Причем, как правило, входные узлы выполняются на

аналоговых элементах (усиление, первичная фильтрация, интегрирование и др.). Для выполнения более сложных преобразований в них встраиваются аналого-цифровые преобразователи, а затем - цифровые элементы и узлы (дополнительная фильтрация, выделение информативных показателей, учет данных калибровки измерительного тракта и др.), включая средства вычислительной техники. Таким образом, основу многих современных систем обработки информации составляют гибридные системы.

3. По принципам проектирования, структурной организации и логике функционирования.

Различают устройства с жесткой логикой функционирования и программно-управляемые системы и комплексы. Устройства с жесткой логикой характерны для простых медицинских приборов широкого применения. Многофункциональные устройства с большими возможностями по обработке диагностической информации относятся к программно-управляемым системам и могут проектироваться по структурно-функциональному принципу, по схемам классических автоматов (Милли, Мура, микропрограммного управления и др.), с использованием универсальных и специализированных микропроцессорных наборов, на основе микроконтроллеров и с применением компьютеров. В последнем варианте в настоящее время все более широкое применение находят ПЭВМ, которые через систему контроллеров, интерфейсов и устройств предварительной обработки информации подключаются к биообъекту.

4. По виду выходной информации.

Устройства первичной обработки сигналов дифференцируются:

- по числу выходных параметров (однопараметрические и многопараметрические);

- по числу уровней описания в структуре выходных данных (одноуровневые и многоуровневые);

- по виду шкалы измерения выходных параметров (с количественными или порядковыми шкалами и шкалами наименований).

Примерами устройств с одним выходным параметром являются измеритель средней частоты сердечных сокращений, измеритель оптической плотности или коэффициента отражения, измеритель частоты дыхания. Если устройство рассчитывает несколько параметров, а также позволяет оценить характеристики случайных процессов (в виде гистограмм, спектральных составляющих, амплитудных спектров и др.) то оно относится к многопараметрическим устройствам. Типичным примером прибора, в котором используется двухуровневое описание выходного сигнала, является кардиомонитор, измеряющий частоту сердечных сокращений и сравнивающий ее с двумя порогами. Сигнал "тревога" выдается при выходе параметра за

заданные пределы [17]. Примером системы, работающей в шкале наименований, может служить ритмоанализатор, который определяет тип нарушения сердечного ритма: "тахикардия", "синусовый ритм", "брадикардия" и т.п.

Несмотря на разнообразие устройств первичной обработки сигналов, технические решения многих узлов, входящих в их состав, могут быть унифицированы, что позволяет при разработке УПО использовать единую элементную и схемотехническую базу проектирования. Для этого может быть использован практически весь арсенал электронной и микроэлектронной техники. Однако в этой предметной области, с одной стороны, сложились определенные схемотехнические традиции, а с другой - есть набор специфических электронных узлов и блоков, без которых практически нельзя обойтись при построении целого ряда медицинских приборов, в том числе и технических средств, используемых в электрофизиологических и фотометрических исследованиях.

Учитывая, что большинство регистрируемых сигналов имеет малые амплитуды (от десятков и даже единиц микровольт), обязательным элементом становится усилительный каскад, выполняемый, в основном, на операционных усилителях, которые включаются по схемам инвертирующих, неинвертирующих и дифференциальных усилителей. Малые амплитуды полезного сигнала и высокий уровень помех, иногда соизмеримых с погрешностями работы операционных усилителей, делают необходимым проведение специальных расчетов по определению погрешностей линейных преобразователей сигналов с целью их дальнейшего учета и компенсации. Отличительной особенностью измерительных каналов связи медицинской аппаратуры с биообъектом является высокий уровень синфазных помех, иногда в сотни и тысячи раз превышающих полезный сигнал. Для подавления таких помех используются специальные схемы на основе дифференциальных усилителей. Для защиты пациента от возможного поражения электрическим током высокого напряжения используются усилители с гальванической развязкой. Сам биообъект и окружающая среда являются источниками помех, частотные спектры которых частично перекрывают спектры полезных сигналов. Задача подавления таких помех хорошо реализуется с помощью пассивных и активных фильтров различных типов и назначений.

К предварительной обработке сигналов относят задачи усреднения на определенном интервале времени и выделения точек максимумов и минимумов в структуре сигнала. Такие задачи легко реализуются соответствующими интегрирующими усилителями-преобразователями и дифференцирующими каскадами. Эти же элементы используются для реализации соответствующих

математических операций, например при вычислении фотометрических параметров.

Наряду с линейными преобразованиями при первичной обработке сигналов широко используются различные нелинейные преобразования. Например, для определения момента пересечения исследуемого сигнала некоторого фиксированного уровня (измерение временных параметров в электрофизиологическом сигнале, периодометрический анализ ЭЭГ, выделение R-зубца в электрокардиосигнале и т.п.) находят применение дискриминаторы уровня, пороговые схемы. Элементы с нелинейной вольтамперной характеристикой могут использоваться для улучшения соотношений сигнал/шум или для коррекции нелинейностей функций передачи преобразователей сигналов.

В многоканальных системах регистрации и обработки медико-биологической информации для коммутации каналов широко используются аналоговые ключи, которые находят применение и в схемах автоматического переключения коэффициента усиления при больших динамических диапазонах изменения амплитуд регистрируемых биосигналов.

Многообразие методов и алгоритмов обработки электрофизиологической и фотометрической информации приводит к необходимости использования достаточно большого арсенала функциональных преобразователей, среди которых наибольшее применение получили устройства выборки-хранения, амплитудные детекторы, усилители-экспандеры и различные типы преобразователей на основе диодных сборок. Например, устройства выборки-хранения применяются для хранения аналоговой информации и временной синхронизации, амплитудные детекторы могут использоваться для фиксации максимальных и минимальных значений в структуре полуволн биологических сигналов и т.д.

Для реализации ряда функций по обработке сигналов и управлению устройствами первичной обработки необходимы генераторы сигналов специальной формы, среди которых наибольшее распространение получили генераторы синусоидальных колебаний, генераторы импульсов, генераторы линейно изменяющихся напряжений и таймеры.

В настоящее время в устройствах первичной и вторичной обработки информации все более широкое применение находят цифровые устройства. Чаще всего с их помощью реализуются цифровые методы обработки с использованием микросхем высокой интеграции, микропроцессорных наборов, микроконтроллеров и микро-ЭВМ. В цифровых устройствах обработки сигналов операционные и управляющие автоматы, построенные по классическому принципу (автоматы Милла, Мура и т.д.), используются редко.

поскольку требуют значительных затрат на разработку и большого разнообразия - различных элементов. Поэтому для решения задач предварительной обработки сигналов все большее предпочтение отдается использованию микропроцессорных наборов и микроконтроллеров различных типов и назначений. Реализация соответствующих функций и алгоритмов обработки в таких устройствах осуществляется программным способом.

Так как съем большинства биологических сигналов выполняется в аналоговой форме и результаты обработки часто представляются пользователю тоже в аналоговой форме, то в структуру цифровых устройств первичной обработки должны быть включены аналого-цифровые (АЦП) и цифроаналоговые (ЦАП) преобразователи. Учитывая, что биомедицинские сигналы имеют достаточно широкий амплитудный и частотный диапазоны, а также то, что ряд биомедицинских систем работает со многими информационными каналами, при проектировании соответствующего оборудования необходимо обеспечивать правильный выбор АЦП и ЦАП по допустимым погрешностям преобразования и быстродействию с учетом экономических и конструктивных факторов.

В таблице 6.1 приведены некоторые варианты использования современных элементов и узлов электронной аппаратуры отечественного производства, реализующих ряд операций в УПО. В скобках приводятся типы наиболее употребляемых интегральных микросхем для реализации этих операций. Если УПО решает более сложные задачи и относится к многопараметрическим и многоуровневым устройствам, то при технической реализации таких устройств находят применение разнообразные электронные узлы и схемы.

Анализ этой таблицы еще раз подтверждает, что многие задачи по обработке сигналов в медицинской аппаратуре могут быть выполнены по единым схемам.

Узлы обработки сигналов дополняются блоками управления процессом анализа, причем большая часть электронных блоков и узлов также аналогична по принципу действия и схемам соответствующим блокам из УПО. Результаты обработки могут представляться пользователю в виде графиков, цифровых формуляров, табличных форматов, графических образов на устройствах отображения информации, но могут поступать в устройства хранения и вторичной обработки данных (например, статистической обработки), в базы медицинских данных, созданных, например, с применением персональных компьютеров. В последнем случае такие ПЭВМ снабжаются специальными интерфейсами для связи с внешними устройствами съема и обработки биологических сигналов. Для современных комплексов характерна также тенденция реализации алгоритмов первичной и вторичной обработки

непосредственно в ПЭВМ. В этих случаях интерфейс обеспечивает непосредственный ввод электрофизиологических сигналов в ПЭВМ после усилителей и узлов аналого-цифрового преобразования. Вопросы проектирования этого типа устройств также получили отражение в одной из глав этого раздела.

Перечисленный выше круг проблем по разработке УПО с традиционно используемыми схемотехническими решениями определил содержание главы, посвященной изучению этих устройств.

Таблица 6.1 Варианты соответствий элементов и узлов реализуемым операциям и функциям.

Функция или операция	Элемент или узел ЭМА	
	Аналоговая реализация	Цифровая реализация
1	2	3
Усиление сигналов	Усилители на дискретных элементах, операционные усилители (ОУ) [140УД8, 140УД6, 140УД13, 140УД14, 140УД17, К544УД1А, К284УД1А]	Сдвиговые регистры, программная реализация операции умножения на константу средствами вычислительной техники (микропроцессоры, микро-ЭВМ, ПЭВМ и т.д.)
Подавление синфазных помех	Дифференциальный усилитель, специальные схемы подавления помех	Цифровые фильтры
Ослабление помех по "нулевому" проводу и шинам питания	Усилители с гальваническим разделением цепей [286У, АД294А, ВВ36561С, 365011С]	Цифровые фильтры
Гальваническая развязка	Усилители с гальваническим разделением цепей, изолирующие трансформаторы, оптроная развязка, разделение с помощью радиоканалов	

1	2	3
Преобразование аналог-код	Преобразователи типа напряжение-частота, схемы АЦП и др. [К1108НВ1; К1113НВ1; К572НВ1, НВ2, НВ3, НВ4; К1107АВ1, НВ2; К572НА1, НА2; К594НА1; К1108НА1]	—
Суммирование, вычитание, умножение, деление	Сумматоры, умножители и делители сигналов на операционных усилителях к схемам из п.1 можно добавить [К525НС1, НС2]	Узлы, содержащие схемы пропускания, счетчики импульсов, делители частоты, сдвиговые регистры, компараторы. Возможна программная реализация функций на микропроцессорном наборе, микро-ЭВМ, ПЭВМ
Фильтрация, подавление продольных помех	Пассивные и активные фильтры на базе ОУ [RC-цепи, и ОУ]	Программная реализация алгоритмов цифровой фильтрации на МП, микро-ЭВМ, ПЭВМ
Частотное разделение сигналов	Пассивные или активные фильтры на ОУ, настраиваемые на выделяемые полосы частот	Дискретные спектральные преобразования
Интегрирование, усреднение	Пассивные или активные схемы интегрирования на базе RC-цепей и операционных усилителей	Сумматоры и счетчики импульсов, регистры и компараторы Программная реализация операций интегрирования и (или) усреднения на МП, микро-ЭВМ, ПЭВМ
Дифференцирование	то же	Программная реализация операций дифференцирования, например, через решение разностных уравнений; на МП, микро-ЭВМ, ПЭВМ
Амплитудное разделение, фиксация и выделение сигналов по заданному амплитудному уровню	Пороговые схемы, схемы сравнения, дискриминаторы уровня, пиковые детекторы [на базе ОУ и специальных схем типа СА]	Цифровые компараторы, программная реализация на МП, микро-ЭВМ, ПЭВМ

1	2	3
Коммутация, мультиплексирование, демупльтиплексирование	Аналоговые ключи и коммутаторы, смесители, модуляторы, демодуляторы [КР590К118]	Цифровые мультиплексоры и демупльтиплексоры
Выделение минимумов и максимумов	Пиковые детекторы, схемы дифференцирования, нуль-органы	Специализированные операционные автоматы, программная реализация на МП, микро-ЭВМ, ПЭВМ
Запоминание информации	Устройства выборки-хранения, АЗУ	ОЗУ [микросхемы типов РУ] ПЗУ [микросхемы типов РЕ, РГ] ППЗУ [микросхемы типов РФ, РР]
Синхронизация, согласование работы элементов, узлов и блоков электронной аппаратуры	Линии задержки, устройства выборки хранения, функциональные генераторы	Управляющие автоматы, микроконтроллеры. Реализация управляющих программ на МП, микро-ЭВМ, ПЭВМ при использовании интерфейсов и схем сопряжения

6.2. Обеспечение безопасности обслуживания приборов на стадии проектирования

При проектировании приборов и систем биомедицинского назначения особое внимание должно уделяться проблеме электробезопасности, поскольку эти технические средства являются источниками энергии, которая может оказать вредное, а иногда и фатальное воздействие на организм человека. Причем вредное воздействие может быть порождено как непосредственно электрическим током, так и преобразованной энергией, например в виде высокочастотных, радиационных и других излучений. При работе с пациентом могут возникать и дополнительные факторы риска: нарушение целостности кожных покровов и повышение вероятности инфекционных заражений; изменение электрических свойств из-за изменения состояния организма и нестабильность токов, протекающих через исследуемые участки биоткани; ограничение подвижности; пребывание пациента в бессознательном состоянии; изменения температуры внешней среды и повышенная влажность в помещении, где проводятся исследования и др. [17].

Безопасность эксплуатации медицинского оборудования регламентируется специальными стандартами, в которых оговариваются все

условия к помещениям и оборудованию, а также требования к выполнению методик исследований, соблюдение которых обеспечивает безопасность пациента и обслуживающего персонала от поражения электрическим током и механических повреждений, пожарной безопасности, защиты от чрезмерных температур и других опасностей. Широкая область распространения, сложность изделий медицинской техники и специфический характер ряда мер защиты, а также методов их испытаний потребовали многолетних усилий многих специалистов разных направлений для разработки этих стандартов.

Общий стандарт [41] содержит требования, которые обычно применимы к медицинским электрическим изделиям. Для изделий конкретных типов эти требования могут быть дополнены или заменены специальными требованиями частного стандарта. Если такой частный стандарт разработан, общий стандарт не рекомендуется применять отдельно. Но повышенное внимание требуется в случае применения общего стандарта к изделиям, для которых нет частного стандарта. Каждое изделие медицинской техники должно быть сертифицировано как соответствующее стандарту только в случае, если имеется частный стандарт или официальный документ, основанный на общем стандарте, в котором указано, какие пункты применимы для данного изделия. Отметим некоторые особенности проектирования медицинской аппаратуры рассматриваемых классов, связанные с обеспечением требований безопасности.

Источником опасности в электрофизиологических исследованиях при питании приборов от осветительной сети является возможность поражения электрическим током из-за разности потенциалов между точкой заземления и одним (или несколькими) из проводников, связывающих электроды с входом технического средства, или недопустимо высокой разности потенциалов между электродами, приложенными к различным участкам тела человека. В этих случаях необходимо обеспечивать не только высокое активное сопротивление изоляции, но и малую паразитную емкость между сетью переменного тока и допустимыми для прикосновения частями прибора. Известны также варианты технических средств, работающих от автономных источников питания, для которых должны быть оговорены безопасные уровни напряжений и токов.

Для фотометрических исследований непосредственного электрического контакта с биообъектом в методиках не предусматривается, поэтому при разработке соответствующих технических средств должно обеспечиваться выполнение требований общего стандарта на электрические медицинские изделия. Необходимость разработки частных стандартов может возникнуть при использовании в качестве источников лучистой энергии лазеров или лазерных диодов.

По способу защиты от поражения электрическим током медицинское оборудование, к которому относится электрофизиологическая и фотометрическая аппаратура, делится на три класса:

Класс I - изделия, которые в дополнение к основной изоляции имеют специальный контакт для подсоединения доступных для прикосновения металлических частей приборов к заземляющему устройству.

Класс II - изделия, имеющие кроме основной дополнительную изоляцию и поэтому не требующие заземляющего контакта.

Выделяется также класс изделий, рассчитанных на питание от внутреннего изолированного источника тока с переменным напряжением не более 25В или с постоянным напряжением не более 60В и не имеющие внутренних или внешних источников тока с большим напряжением.

В зависимости от степени защиты от поражения электрическим током медицинские изделия подразделяются на четыре типа:

Н-имеющие нормальную степень защиты;

В-имеющие повышенную степень защиты

BF-имеющие повышенную степень защиты и изолированную рабочую часть, подключаемую к человеку.

CF-имеющие наивысшую степень защиты и изолированную рабочую часть.

В общем стандарте указано, что изделия или их части, предназначенные для прямого применения на сердце, должны быть типа CF. Допускается сочетание в одном изделии рабочих частей, непосредственно связанных с сердцем и имеющих тип CF, и остальных частей типа В или BF. Примером таких изделий является аппаратура, предназначенная, например, для регистрации биопотенциалов сердца в электрокардиографии. Для реализации этих требований необходимо разрабатывать специальные усилители биопотенциалов с гальванической развязкой, обеспечивать дополнительную изоляцию источников питания усилительной части, конструктивно исключать возможность прикосновения человека к частям устройства, находящимся под напряжением.

Качество основной, дополнительной и двойной (основной и дополнительной) изоляции определяется путем проведения специальных испытаний, предусматривающих воздействие испытательного напряжения и измерение сопротивления изоляции. При этом в общем стандарте оговариваются методика проведения испытаний, величины испытательных напряжений и токов, допустимые параметры изделий по электробезопасности и т.д. В качестве примера в таблице 6.2 приведены допустимые значения токов утечки и дополнительных токов в цепи пациента для постоянного тока,

переменного тока и токов сложной формы, с частотой до 1кГц включительно [41].

Таблица 6.2. Допустимые токи утечки для медицинского оборудования в мА

Вид тока утечки	Тип В		Тип BF		Тип CF	
	норм. сост.	единич. наруш.	норм. сост.	единич. наруш.	норм. сост.	единич. наруш.
Ток утечки на землю	0,5	1,0*	0,5	1,0*	0,5	1,0*
Ток утечки на корпус	0,1	0,5	0,1	0,5	0,1	0,5
Ток утечки на пациента	0,1	0,5	0,1	0,5	0,01	0,05
Дополнительный ток в цепи пациента** пост./перем.	0,01/0,1	0,05/0,5	0,01/0,1	0,05/0,5	0,01/0,1	0,05/0,5

Примечания к таблице:

* условием единичного нарушения для тока утечки на землю является обрыв одного из питающих проводов;

** дополнительный ток в цепи пациента определен для постоянного (пост.) и переменного (перем.) токов.

Следует учитывать, что для частот выше 1кГц допустимые значения, приведенные в таблице 6.2, должны быть умножены на значение частоты в килогерцах, при этом результат не должен превышать 10мА.

Большое значение имеет величина испытательного напряжения для оценки электрической прочности электрической изоляции. В стандарте оговариваются величины испытательных напряжений при рабочей температуре, после предварительного воздействия влагой, а также после стерилизационных процессов, если они предусматриваются методикой исследований. Так для рабочих напряжений, под которым находится соответствующая изоляция при нормальной эксплуатации и нормальном питающем напряжении, $U_p=220V$ испытательное напряжение для медицинских изделий типа CF должно быть не меньше 4000В при сопротивлении изоляции не менее 70МОм.

При конструировании медицинских приборов надлежащая электробезопасность должна обеспечиваться не только в нормальном состоянии, но и при любых внутренних неисправностях.

При проектировании медицинского оборудования известен ряд рекомендаций по обеспечению его электрической безопасности.

1. Особые меры необходимо принимать при конструировании сетевой цепи (сетевой шнур, сетевой выключатель, предохранитель, сетевой фильтр, трансформатор). При этом рекомендуется, чтобы:

- сетевой шнур с вилкой имел единую изоляцию;
- ввод сетевого шнура в корпус осуществлялся через дополнительную изоляцию, допускающую многократные перегибы;
- внутри корпуса сетевой шнур закреплялся специальной жесткой скобой с дополнительной изоляцией;

- предохранители защищались от прикосновения изоляционной крышкой и устанавливались на специальном изоляционном материале, причем доступ к ним обеспечивается только при помощи специального инструмента;

- сетевой выключатель должен иметь изолированную доступную часть с обозначением положений;

- возле вывода сетевого шнура должно быть обозначение класса и типа защиты;

- сетевой фильтр должен испытываться отдельно на пробивное напряжение не ниже 4000В;

- силовой трансформатор должен иметь пространственно разделенные сетевую и вторичные обмотки, изоляция между которыми испытывается на напряжение пробоя 4000В, а емкость между обмотками должна быть минимальной;

- провода сети и других цепей не должны проходить в одном жгуте;

- желательно все элементы сетевой цепи расположить в одном месте прибора.

2. Корпус прибора должен выполняться так, чтобы предотвратить попадание в него инородных тел и жидкостей. Лучше всего изготавливать его из не проводящего материала (ударопрочный полистирол, пластик и др.)

3. Закрепляемые части располагаются так, чтобы обеспечивать к ним хороший доступ при проведении профилактических и ремонтных работ.

4. Необходимо избегать установки гальванических батарей внутри корпуса прибора, работающего от сети.

5. Целесообразно изолировать рабочую часть прибора от остальной его схемы.

6. Необходимо использовать схемотехнические решения, обеспечивающие ограничение токов в цепях на уровне допустимых при неисправности приборов.

7. Желательно иметь индикаторы токов утечки, и при этом необходимо иметь в виду, что из-за высоких требований к чувствительности в них снижается помехоустойчивость.

8. Для питания нескольких приборов могут устанавливаться дополнительные разделительные трансформаторы.

Перечисленные рекомендации носят общий для любой медицинской техники характер, накладывают требования к конструкции приборов; они влияют и на выбор схемотехнических решений. Только неукоснительное соблюдение стандартов и выполнение отмеченных требований обеспечит надежность и безопасность проектируемого оборудования и позволит эффективно использовать его для решения медицинских диагностических задач.

6.3. Методы и алгоритмы обработки электрофизиологических сигналов

В настоящее время известно достаточно большое количество методов и алгоритмов обработки электрофизиологических сигналов, которые, в основном, можно разбить на три большие группы.

1. Первая группа включает методы и алгоритмы, которые основаны на анализе структуры исследуемых сигналов (длительность и амплитуда волн и их различных участков, асимметрия, площадь, "махристость" и "остроконечность" волн, частота пересечения волнами некоторых фиксированных уровней сигналов, в частности, так называемой нулевой линии (изолинии), частота следования волн, исчисляемая по фиксации времен появления минимумов или максимумов волн и т.д.)

Разработаны методы и алгоритмы, позволяющие выделить информативные признаки, которые характеризуют различные структурные особенности временных составляющих исследуемых сигналов [17, 52, 53, 54]. Процесс выделения показателей, характеризующих структуру волн сигналов, основывается на прямых измерениях временных и амплитудных характеристик характерных точек сигналов или их производных (минимумов, максимумов, точек перегибов, пересечений заданных амплитудных уровней и т.д.) с возможным вычислением простейших расчетных соотношений для получения производных параметров. С целью повышения надежности измерений используют предварительную фильтрацию и усреднение исследуемых характеристик по нескольким волнам. Иногда вместе с фильтрацией используют специальные приемы выделения и удаления артефактов, например, путем пропуска сигнала через дискриминатор уровней.

Наибольшее распространение среди этих методов получил метод

периодометрического анализа и некоторые его разновидности [55], в которых получение признаков для классификации основывается на фиксации точек пересечения исследуемой кривой и ее производных с изолинией и вычислениях средних значений и дисперсии значений временных отсчетов. Разработчик метода периодометрического анализа Берг утверждал [56], что анализ периодов дает почти такую же информацию, что и частотный анализ сигналов. Известны работы, в которых описаны практические задачи классификации с использованием признаков, выделенных на основе периодометрического анализа [54].

Рассмотрим особенности применения периодометрического метода. К достоинствам периодометрического метода, безусловно, следует отнести простоту и низкую стоимость реализации, что позволяет разрабатывать различные технические средства и специальные вычислительные устройства на основе простых операционных автоматов и микропроцессоров [53], которые в настоящее время находят широкое применение в медицинской практике. Однако, такой анализ обладает рядом потенциальных недостатков:

- частоты пересечения нулевого уровня для сигналов разного типа могут оказаться одинаковыми;

- регистрируются лишь периодометрические свойства сигнала, тогда, как известно, что в ряде случаев информативными являются амплитудные и планиметрические характеристики, показатели асимметрии и ряд других;

- колебания выше и ниже изолинии не обнаруживаются, пока не определены частоты пересечения изолинии одной или несколькими производными;

- существенную погрешность в результате измерений вносит дрейф изолинии;

- частоты пересечения для первой и второй производной могут быть сильно зашумлены;

- не обеспечивается выделение различных временных составляющих и параметров переходных процессов.

Перечисленные недостатки объясняют тот факт, что при огромном количестве исследований, выполненных в направлении использования периодометрического анализа, в большом числе случаев получаемые результаты нельзя признать удовлетворительными [53].

В качестве информативных признаков, характеризующих сигналы более сложной статистической природы (типа электроэнцефалограмм, электромиограмм, кожно-гальванических реакций и др.) используют текущее значение модуля амплитуды сигналов, дисперсию среднего значения модуля, коэффициент асимметрии волны, коэффициент плосковершинности волны,

коэффициент "махристости", параметр формы волны, отображение структурных свойств сигнала на фазовой плоскости и т.п.

Сложность функционирования биологических систем и большое количество информации, содержащейся в электрофизиологических сигналах (ЭФС), не позволяет однозначно связывать значения отдельных параметров сигналов с диагностическими врачебными заключениями. Поэтому следующим шагом в обработке ЭФС является поиск комплексных показателей, зависящих от ряда измеряемых элементарных признаков, или симптомокомплексов - комбинаций признаков (векторов признаков), которые позволили бы повысить достоверность получаемых результатов. При этом одним из самых популярных приемов стал подход, основанный на применении методов теории распознавания образов, когда на этапе обучения из совокупности признаков формируется множество данных в виде специальных таблиц с указанием того, к какому диагностируемому классу относится тот или иной набор параметров. Далее с помощью специальных математических приемов находится решающее правило, позволяющее отличать элементы таблиц различных классов [59]. На этапе классификации решающие правила соотносят вектор признаков к одному из классов, выделенных на этапе обучения.

Следует, однако, отметить, что успех решения задачи классификации при таком подходе сильно зависит от того, удастся ли найти такие наборы информативных признаков, извлекаемых из ЭФС, которые позволяют строить достаточно надежные решающие правила. Например, практика использования такого подхода для сигналов со сложной статистической природой (типа ЭЭГ, ЭМГ и др.) показала, что получить удовлетворительные результаты удалось для весьма узкого класса задач. Например, удается решать частную задачу определения стратегии лечения больных эпилепсией на ранних стадиях возникновения болезни, но плохо диагностируются опухолевые процессы, различные типы психических расстройств, тонких изменений в функциональном состоянии человека и т.д. [53,54,57]. Связано это в первую очередь с тем, что, например, для такого сигнала как ЭЭГ нет достаточно определенной информации как о составе, так и о значимости признаков в записи ЭЭГ, нет унифицированного подхода к структуре и оценке сочетаний этих признаков.

2. Второй подход основывается на использовании различных математических моделей, позволяющих с достаточной точностью аппроксимировать и (или) моделировать исследуемые процессы.

Среди методов аппроксимации известны такие, которые используют сплайн-аппроксимацию, аппроксимацию полиномиальными,

тригонометрическими и экспоненциальными моделями. Параметры моделей могут быть определены, например, методом сингулярного анализа [56], методом автокорреляционного и взаимно корреляционного анализа [56].

Достаточно широкое распространение получили методы спектрального анализа, простейший из которых позволяет выделять различные частотные составляющие исследуемых сигналов путем их пропускания через систему полосовых фильтров с известной полосой пропускания. Широкое распространение среди этих методов анализа ЭФС получили различные варианты классического спектрального анализа, основанные на преобразованиях Фурье, Уолша, Хартли и др. В этом направлении для некоторых частных задач получены хорошие результаты [75]. Однако исследователи, активно использующие методы спектрального анализа для обработки сложных сигналов, отмечают, что надежные результаты удается получить для весьма ограниченного круга задач. Такие ограничения приняты связывать со сложной, нестационарной природой исследуемых процессов с недостаточно изученными типами нестационарностей, а так же с тем, что в медицинских приложениях спектр мощности редко служит конечным результатом, поскольку пользователя обычно интересуют другие параметры, характеризующие, в основном особенности наблюдаемых полуволн исследуемых сигналов. Хотя в настоящее время известны подходы к обработке нестационарных случайных процессов, включая применение методов спектрального анализа, но применительно к выделению информативных признаков из сигнала типа электроэнцефалограмма, электромиограмма, они разработаны слабо.

С точки зрения вычислительных процедур, выделение информативных признаков методами спектрального анализа (за исключением применения полосовых фильтров для выделения различных частотных составляющих) представляется достаточно трудоемкой задачей. Поэтому для практической реализации требуется либо использование специализированных вычислительных средств, либо достаточно мощных микро-ЭВМ или ЭВМ общего назначения, возможно со специализированными сигнальными процессорами, например, серии КР 1815.

Для электрофизиологических сигналов, обладающих значительной нестационарностью (например, при анализе спайков или "острых" волн в сигналах) элементы нестационарности иногда легко обнаружить "на глаз". Например, отчетливо видимый комплекс пик-волна при кратковременном эпилептическом припадке имеет четко выраженную форму. Аналогичная ситуация возникает при выявлении вызванных потенциалов как реакции на внешнее воздействие. Однако, зачастую при преобладающем фоновом шуме,

т.е. низком отношении с/ш, нестационарная активность трудно различима.

Параметрические методы обнаружения нестационарностей обычно основываются на непосредственном вычислении по записи ЭЭГ-сигнала таких величин, как производные, длительности, амплитуды. Для обнаружения нестационарных компонент используются так же некоторые математические функции этих величин. Известны методы обработки нестационарных сигналов основаны на применении согласованных фильтров. В этом случае должна быть известна форма волны, что является ограничивающим фактором, поскольку формы волн могут значительно отличаться у разных людей и даже у одного и того же человека. Заранее форму волны из всего встречающегося разнообразия сигналов предсказать очень трудно.

3. Третья группа методов связана с оценкой степени "похожести" (синхронности) протекания электрофизиологических процессов в разных отведениях, различных участках одного и того же процесса или на разных участках тела. Для этих целей нашли применение методы корреляционного анализа и различные меры близости изучаемых процессов [56]. В ряде работ отмечается, что использование методов корреляционного анализа при решении задач обработки электрофизиологических сигналов затрудняется тем, что надежные результаты получаются в основном в случае исследования стационарных процессов. Вид корреляционных функций по своей сложности зачастую достигает сложности исследуемого сигнала. При решении практических задач часто возникает необходимость выяснения вопроса о том, за счет каких свойств или параметров сигнала нарушается корреляционная связь. Непосредственный анализ корреляционной функции в общем случае ответа на причину рассогласования сигналов не дает.

В [56] рассмотрен структурный подход к исследованию степени синхронности протекания пар физиологических сигналов, позволяющий измерять синхронность по амплитуде и направлению с учетом параметров, которые характеризуют сдвиг фаз и амплитудную разность.

При всем разнообразии методов и алгоритмов автоматизированной обработки электрофизиологических сигналов в целом ряде задач они значительно уступают по своей диагностической ценности заключениям, выдаваемым опытными специалистами электрофизиологами. Поэтому, в некоторых современных системах из электрофизиологических сигналов выделяется та же информация, которую используют в своей практической работе врачи-электрофизиологи, и затем реализуются соответствующие решающие правила, моделирующие логику врачебного принятия решений. В основном это правила продукционного типа, реализуемые в соответствии с четкой и печеткой логикой.

6.4. Устройства вычисления фотометрических параметров

Анализ технических характеристик образцов отечественных и зарубежных фотометрических медицинских приборов показывает, что по виду измеряемого параметра можно выделить несколько типов устройств первичной обработки сигналов ОЭИП. Они предназначены для измерения следующих фотометрических параметров:

- коэффициентов пропускания, поглощения, отражения и других, которые определяются через отношение сигналов ФПУ $h=U_1/U_2$;
- оптической плотности $D = \lg(U_2/U_1) = \lg(1/h)$;
- коэффициентов, характеризующих поглощающие свойства исследуемого образца через отношение сигналов, которые измерены в двух спектральных областях излучения λ_1 и λ_2 : $h(\lambda) = U(\lambda_1)/U(\lambda_2)$;
- медицинских показателей (например, характеризующих концентрацию, состав или тип вещества, содержащегося в образце), определяемых через отношение двух или более сигналов.

Для разных фотометров различен и диапазон изменения этих параметров, а также метрологические требования. Так, например, для коэффициента пропускания τ (см. таблицу 6.3) максимальный диапазон изменения соответствует диапазону изменения $h=0 \div 1.0$. Однако для ряда приборов диапазон изменения ограничивается величинами $h=0.2 \div 0.6$ или $h=0.6 \div 1.0$. Диапазон изменения оптической плотности D чаще всего равен $0 \div 2$, что соответствует изменению отношения сигналов h от 0 до 100. Аналогичная ситуация характерна и для других методов фотометрических исследований, вариантов фотометра и фотометрических параметров.

Для большинства фотометров задается абсолютная точность измерений, при задании относительной погрешности оговаривается значение измеряемого параметра, для которого обеспечивается эта погрешность. Для медицинских фотометров обычно относительная погрешность составляет $0.5 \div 2.5\%$ при максимальном значении измеряемого параметра. Однако в медико-биологической практике известны фотометрические задачи, для решения которых требуется обеспечение предельных по точности, помехоустойчивости и чувствительности измерений.

Важной характеристикой устройства первичной обработки является порядок поступления сигналов ОЭИП. Можно выделить одноканальные устройства первичной обработки сигналов ОЭИП - устройства последовательного действия, предназначенные для обработки последовательно поступающих сигналов ОЭИП, и двухканальные - устройства параллельного

действия, позволяющие обрабатывать сигналы, которые поступают на устройство первичной обработки одновременно.

В общем случае устройства первичной обработки в фотометрах разных классов представляют собой измерители отношения (ИО) сигналов, построенные на базе делительных схем и предназначенные для автоматического определения отношения двух величин (представляемых в виде тока, напряжения, частоты или кода) по выходному напряжению, коду, а в простейшем случае по показанию стрелочного или цифрового индикатора. Как правило ИО (рисунок 6.1) состоит из делительной схемы ДС, на которую после предварительного усиления усилителями Y_1 и Y_2 поступают сигналы U_1 и U_2 с ОЭИП. Пределы измерения могут устанавливаться заранее или выбираться с помощью переключателя пределов (ПП). Выходной сигнал ДС после прохождения через дополнительный усилитель ДУ фиксируется в индикаторном устройстве (ИУ), преобразующим выходной сигнал делительной схемы в необходимый вид для дальнейшей обработки или индикации.

Измерители отношения h достаточно полно характеризуются следующими показателями:

- относительной статической погрешностью $\delta_{ст}$, определяемой в установившемся режиме и характеризующей отличие измеренного значения отношения h_n от истинного его значения h_0 : $\delta_{ст} = (h_n - h_0) / h_0$;

- динамическим диапазоном в децибелах, который определяется отношением максимального значения сигнала делителя U_2 к минимальному, в пределах которого статическая погрешность деления не превышает заданной величины - $D = 20 \lg(U_{2max} / U_{2min})$;

- диапазоном измеряемых отношений - $h_{min} + h_{max}$;

- частотным диапазоном;

- быстродействием каналов - временами нарастания сигнала по каналам делителя и делителя или общим временем установления результата $t_{от}$;

- чувствительностью входов $U_{1,min}$ и $U_{2,min}$.

Входные цепи реальных устройств первичной обработки сигналов ОЭИП могут незначительно отличаться от схемы, приведенной на рисунке 6.1, например, за счет включения схем суммирования - вычитания сигналов при измерении фотометрических параметров, определяемых через дробно-линейные функции сигналов ОЭИП. Возможно непосредственное получение величины отношения в линейном масштабе или определение медицинского показателя при известной функциональной связи последнего с отношением входных величин. В последнем случае выход ДС подключается к функциональному преобразователю отношения величин (ФП).

Приведенные выше рассуждения позволяют высказать предположение о возможности стандартизации устройств первичной обработки медицинских фотометров с учетом решаемых ими задач и разработке унифицированной базовой схемы измерения отношения, пригодной для многих практических задач.

В [27] предложен ряд фотометрических приборов - ряд ФМП - с типовыми по параметрам измерительными схемами. Каждая схема ряда должна удовлетворять требованиям определенной группы приборов, различных по назначению, но близких по техническим характеристикам. Такой ряд содержит всего восемь измерительных схем. Особенностью ряда ФМП является включение в него схем, позволяющих вычислять параметры типа $g = U_1 / (U_1 + U_2)$ и $K = (U_2 - U_1) / (U_1 + U_2)$. Эти параметры, как показывает теоретический анализ (см. главу 5), могут заменить показатели типа k , особенно при $k > 1$, обеспечивая при этом лучшие метрологические характеристики фотометрического прибора в целом.

Таблица 6.3. Ряд измерительных схем.

Измеряемый фотометрический параметр	Диапазон изменения параметра
τ	0 - 1
τ	0.2 - 0.6
τ	0.6 - 1.0
k	0 - 2
k	0 - 10
k	0 - 100
g	0 - 1
K	-1 - 1

Достаточно простые и быстродействующие устройства первичной обработки сигналов ОЭИП можно построить на базе схем измерения отношений открытого типа, в частности с использованием метода аналого-временного преобразования. Этот метод позволяет для каждого типа фотометра предложить базовую схему, характерной особенностью которой является возможность управления диапазоном изменения выходного параметра путем изменения номиналов нескольких элементов электрической принципиальной схемы. Кроме того, при незначительной модификации структуры базовой схемы она может быть приспособлена для измерения любого параметра из таблицы 6.3.

В качестве примера рассмотрим структурную схему базового варианта устройства первичной обработки (рисунок 6.2) для наиболее часто встречающегося фотометра с временным разделением двух потоков излучения, предназначенного для измерения параметра h .

На вход устройства последовательно во времени поступают импульсы, амплитуда которых равна U_1 (числитель) и U_2 (знаменатель). С приходом импульса числителя схема управления (СУ) открывает ключ K_1 , и в устройство выборки-хранения (УВХ) записывается значение амплитуды импульса U_1 . После окончания импульса числителя схема управления закрывает ключ K_1 . В момент прихода импульса знаменателя открывается ключ K_2 , через который этот импульс подается на интегратор (Инт). Выходной сигнал выборки-хранения поступает на устройство сравнения (УС), на другой вход которого подается напряжение с интегратора $U_{\text{инт}}$. Момент равенства U_1 и $U_{\text{инт}}$ фиксируется в устройстве сравнения. Промежуток времени t_p с момента начала интегрирования до момента равенства напряжений пропорционален измеряемому отношению $h=U_1/U_2$. После окончания импульса знаменателя закрываются ключи, при этом очищается устройство выборки-хранения и происходит установка начального уровня интегратора - схема готова к следующему циклу измерений. Для получения цифрового или кодового эквивалента отношения временной интервал t_p заполняется импульсами опорной частоты (Γ), которые проходят через схему пропускания (СП) и подсчитываются в блоке регистрации результата (БРР).

Основными источниками погрешности измерения отношения в этой схеме являются погрешности устройства выборки-хранения и интегратора, наличие порога срабатывания схемы сравнения, а также нелинейность начального участка интегратора. Как показал анализ [6], передаточная характеристика и интегральная систематическая погрешность устройства определяется в соответствии с выражениями:

$$t_p = \frac{t_n T_{xp} + t_0 T_{xp} - t_n t_2}{t_n + T_{xp}}, \quad \varphi(t_n) = \frac{t_0 T_{xp} - t_n^2 - t_n t_2}{t_n + T_{xp}} \quad (6.1)$$

где t_p - реальная длительность импульса;

$t_n = \alpha h$ - истинная длительность, пропорциональная измеряемому параметру h ;

α - масштабный коэффициент;

T_{xp} - постоянная времени схемы выборки-хранения;

$$t_0 = \alpha \Delta U / U_2;$$

ΔU - абсолютная погрешность схемы сравнения;

U_2 - амплитуда сигнала знаменателя;

t_2 - временной интервал между импульсами числителя и знаменателя;

$\varphi(t_n)$ - интегральная систематическая погрешность.

Анализ выражения для абсолютной погрешности показывает, что $\varphi=0$

при

$$t_n = 0.5(\sqrt{t_2^2 + 4t_0 T_{xp}} - t_2),$$

$$\text{а при } t_n=0, \quad \varphi=t_0.$$

Рассмотрим случай, когда $t_2 \rightarrow 0$. Введем обозначения $t_n/t_{n0}=x$; $T_{xp}/t_{n0}=1/d$; $t_p/t_{n0}=y$; $\varphi/t_{n0}=\Delta y$; $t_{n0}=\sqrt{t_0 T_{xp}}$. Тогда выражения (6.1) преобразуются к виду:

$$y = (x+d)/(xd+1); \quad \Delta y = (1-x^2)d/(xd+1). \quad (6.2)$$

На рисунке 6.3 приведено семейство зависимостей $\Delta y=f(x)$ для разных значений d при $t_0>0$. Полученные соотношения связывают основные параметры рассмотренной базовой схемы ряда МФП с величиной допустимой абсолютной погрешности $\Delta y=\Delta_{\text{доп}}$. Так при $x=0$, $\Delta y=d$, откуда $t_0=\Delta_{\text{доп}}$. Задаваясь величиной d , можно определить:

$$x_{\text{max}} = 0.5(\sqrt{d^2 + 8} + d)$$

и максимальное значение отношения амплитуд входных сигналов при $U_2=\text{const}$:

$$h_{\text{max}} = (U_1/U_2)_{\text{max}} = x_{\text{max}} t_{n0}/d \quad (6.3)$$

При $t_2>0$ значение h_{max} уменьшается примерно в $[1+(t_2/t_n)]$ раз.

Полученные соотношения справедливы для всех базовых схем, в которых использован метод аналого-временного преобразования, в том числе и таких, которые предназначены для измерения параметров Γ и K . В последнем случае схема дополняется сумматорами и инверторами сигналов.

Для компенсации погрешностей измерения фотометрических параметров можно использовать известные в схемотехнике приемы. Так на рисунке 6.4 приведена схема, в которой вводится второе устройство сравнения УС₂, а в

качестве опорного напряжения используется часть напряжения делителя или делителя. В схеме используется резистивный делитель $R_1 - R_2$ и переключатель (Пр), который соединяет один из входных сигналов с соответствующим устройством сравнения. Например, если к делителю подключен сигнал U_1 , то на вход $УС_1$ поступает в качестве опорного сигнал $U_{01}=U_1R_2/(R_1+R_2)$. $УС_1$ срабатывает в момент времени $t_1=U_{01}T/U_2=U_1R_2T/[U_2(R_1+R_2)]$. Для устройства $УС_2$ опорным уровнем является сигнал U_1 , поэтому момент срабатывания $t_2=U_1T/U_2$. Импульсы с $УС_1$ и $УС_2$ управляют триггером (Тр), длительность импульса с которого $t_{1p}=t_2-t_1=kU_1/U_2=kh$, т.е. пропорциональна параметру h и не зависит от нелинейности интегратора.

Структура устройства первичной обработки фотометрических сигналов повышенной точности приведено на рисунке 6.5. В этом варианте используется интегратор (Инт) со сбросом, управляемый от генератора тактов (ГТ). К входу интегратора подключается сигнал знаменателя U_2 , в его выходной сигнал поступает на два устройства сравнения $УС_1$ и $УС_2$. На второй вход $УС_1$ поступает сигнал с преобразователя опорного уровня (ПОУ), а на второй вход $УС_2$ - сигнал с суммирующего устройства (СУ). В суммирующем устройстве осуществляется сложение сигнала числителя с некоторым опорным уровнем U_0 , поступающим от источника опорного напряжения (ИОН). Выходными импульсами с $УС_1$ и $УС_2$, которые появляются в моменты времени t_1 и t_2 , управляется триггер (Тр). Длительность выходного импульса:

$$t_{1p}=t_2-t_1=(k_3U_1+k_4U_0+\Delta U_{C2}-\Delta U_{C1}+U_{\text{др}}-k_2U_0)/(k_1U_2), \quad (6.4)$$

где k_1 - величина, обратная постоянной времени интегратора;

k_2 - коэффициент преобразования ПОУ ($k_2 < 1$);

k_3 и k_4 - весовые коэффициенты суммирующего устройства;

ΔU_{C1} и ΔU_{C2} - пороги срабатывания соответствующих устройств сравнения;

$U_{\text{др}}$ - напряжение смещения нуля суммирующего устройства.

Если выбрать $k_2=(k_1U_0+U_{C2}-U_{C1}+U_{\text{др}})/U_0$, то длительность импульса, формируемого триггером, будет пропорциональна отношению сигналов, т.е. $t_{1p}=k_3U_1/(k_1U_2)$. В этом устройстве повышение точности достигается за счет уменьшения погрешностей, вызываемых неравенством порогов срабатывания устройств сравнения и смещением нуля суммирующего устройства. Выполнение условия $k_2 < 1$ обеспечивается при использовании в качестве преобразователя ПОУ резисторного делителя напряжения. С другими вариантами аналоговых базовых схем устройств первичной обработки сигналов можно ознакомиться в [6].

Аналоговая базовая схема не является единственно возможной. Режим импульсного питания источника излучения позволил предложить оптико-электрические измерительные преобразователи, в которых сигналы представлены последовательностью импульсов N_1 и N_2 . Для таких ОЭИП возможен другой вариант базовой схемы, реализующий типовые операции над импульсными сигналами. Один из возможных вариантов цифрового устройства первичной обработки приведен на рисунке 6.6.

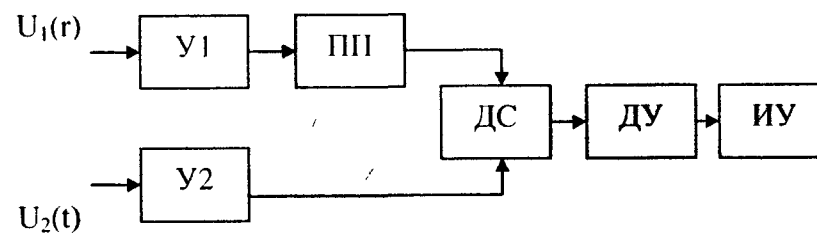


Рисунок 6.1. Типовая структура измерителя отношений сигналов.

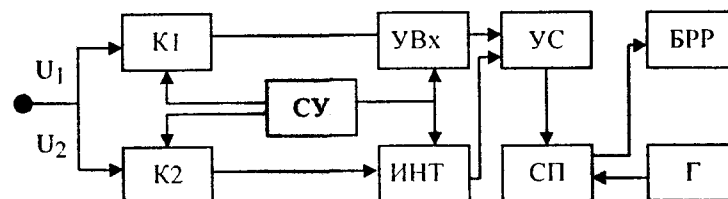


Рисунок 6.2. Структура базового варианта устройства первичной обработки для фотометров.

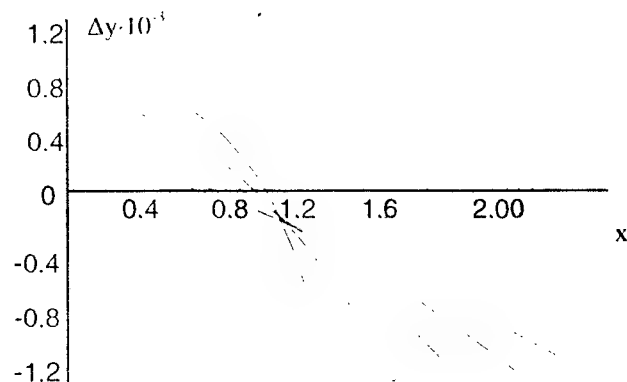


Рисунок 6.3. Семейство зависимостей $\Delta Y=f(x)$ для различных значений d при $t_0>0$.

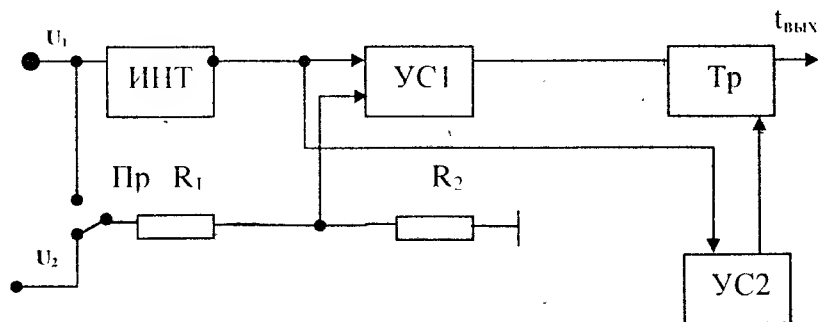


Рисунок 6.4. Устройство первичной обработки с компенсацией погрешности.

Пусть на вход схемы последовательно поступают две серии импульсов N_1 и N_2 , пропорциональные сигналам U_1 и U_2 . При подаче серии N_2 переключатель (П) подключает вход устройства первичной обработки к делителю частоты (ДЧ). Коэффициент деления k_d определяет точность деления (количество разрядов в цифровом эквиваленте). Импульсы с выхода ДЧ поступают на счетчик $СЧ_1$, в котором за время передачи серии N_2 накопится число импульсов $\Delta N_2 = N_2/k_d$. При подаче серии N_1 переключатель соединяет вход схемы со счетчиком $СЧ_2$ и начинается счет импульсов. Разрядные выходы

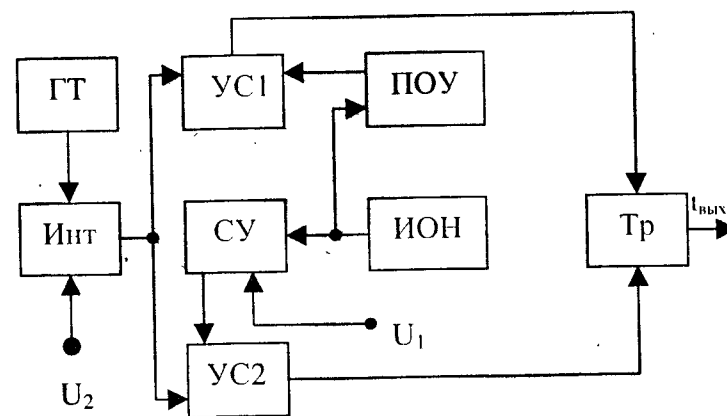


Рисунок 6.5. Устройство первичной обработки повышенной точности.

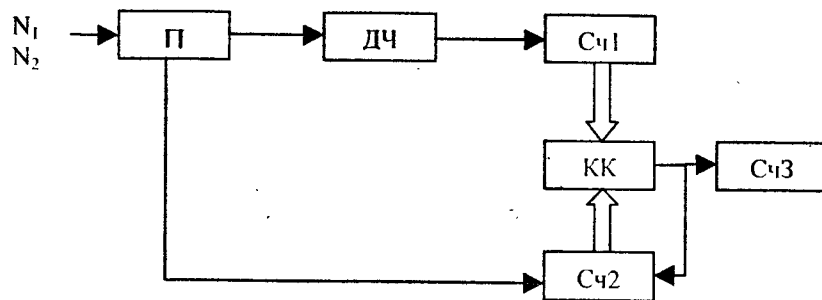


Рисунок 6.6. Базовый вариант цифрового устройства первичной обработки.

Тот или иной фотометрический параметр не всегда является выходным параметром прибора. Для физиологических исследований характерной задачей является определение по значению параметра целого комплекса диагностических показателей, таких как насыщение крови кислородом, количество и тип фермента, витамина и других биологических веществ и т.п. Вычисление таких медицинских показателей может быть осуществлено непосредственно в фотометре при включении в структуру устройств первичной обработки функциональных преобразователей (см. рисунок 6.1). Весьма эффективным также для преобразования фотометрических параметров или сигналов ФЭП в диагностические показатели представляется использование средств микропроцессорной техники. В этом случае программным путем удастся осуществить необходимую функциональную зависимость между измеренными сигналами и конечным показателем. Методы разработки подобных преобразователей для фотометрических приборов не имеют особенностей по сравнению с другими областями применения микропроцессорных наборов.

6.5. Синтез устройств обработки биомедицинской информации

Специфика проектирования устройств обработки электрофизиологической информации определяется, прежде всего, уникальными особенностями биообъекта и обязательными требованиями обеспечения его безопасности. В то же время при проектировании аппаратуры для обработки электрофизиологической и фотометрической информации необходимо удовлетворять ряду других требований - к реализуемым функциям,

решаемым задачам, условиями функционирования и т.п., которые носит в основном неформальный характер. Причем для реализации одних и тех же функций могут быть выбраны различные способы получения информации, различные алгоритмы обработки и различные структуры соответствующих устройств и систем. При выборе варианта конкретного технического решения, после определения и уточнения перечня решаемых задач и функций, а также после предварительной оценки сложности реализуемых вычислительных и управляющих процедур, рекомендуется оценить возможность и сложность реализации при структурно-функциональном подходе, при использовании специализированных и универсальных микропроцессоров, микроконтроллеров или более сложных вычислительных систем (от ПЭВМ до вычислительных комплексов универсального или специального назначения). Эта предварительная задача опытными разработчиками может решаться мысленным моделированием (экспериментом) или прорисовкой вариантов структур технической реализации. Точных рекомендаций по выбору структур реализации устройств обработки электрофизиологической информации нет. Однако практика построения известных устройств позволяет сформулировать ряд практических рекомендаций.

1. При решении задач регистрации амплитудных, частотных и временных параметров сигналов с "хорошо различимыми" характерными точками (частота пульса, частота сердечных сокращений, частота дыхания, длительность межпульсового интервала и т.д.), а так же для получения простейших характеристик этих параметров (усреднение на заданном интервале, выход сигнала за заданный амплитудный, частотный или временной диапазон, выполнение простейших расчетных отношений и т.д.) целесообразно использовать структурно-функциональный подход. Этот же подход удобно использовать при построении автономных и дешевых приборов для регистрации сопротивлений, разности потенциалов или токов биологически активных точек, при регистрации "простейших" параметров кожно-гальванического рефлекса, при измерениях фотометрических параметров различных биологических сред-тканей.

Разработка структурной схемы всего устройства начинается с анализа структуры его входной части, в которую, как правило, включаются электроды для регистрации соответствующего электрофизиологического сигнала или оптико-электрические измерительные преобразователи, и усилители (возможно с гальванической развязкой, схемой подавления синфазной помехи и т.п.). Для улучшения соотношений с/ш рекомендуется использовать пассивные и активные фильтры. Выделение характерных точек типа минимумов или максимумов из аналоговых сигналов можно осуществлять соответствующими

амплитудными детекторами или после предварительного дифференцирования-нуль-органами. Условия пересечения аналоговым сигналом фиксированных уровней или условия выхода сигнала за пределы уровней дискриминации (или сравнения) проверяются с помощью схем сравнения (компараторов). Для запоминания аналоговых сигналов с возможной дальнейшей их индикацией аналоговыми регистрирующими приборами используются устройства выборки-хранения. Усреднение параметров аналогового сигнала за заданный период удобно осуществлять с помощью активных интеграторов. При измерении сопротивления биообъекта удобно использовать схемы преобразования сопротивления в напряжение на основе операционных усилителей. Для получения параметров, определяющих частоту следования исследуемых сигналов, обычно сигнал с датчика усиливается, возможно, фильтруется, и с помощью компараторов превращается в прямоугольные импульсы, которые подсчитываются счетчиком за фиксированное время измерения. При этом для хранения промежуточных результатов часто используют дополнительные регистры, подключаемые через соответствующие дешифраторы к цифровым индикаторам. Сигналы начальной установки счетчика, записи информации в промежуточные регистры, периода времени измерения вырабатываются простейшим устройством управления. Аналогично строятся устройства для определения длительности интервалов между характерными точками сигнала. Отличие заключается в том, что измерение производится путем заполнения счетчиков импульсами фиксированной частоты за время между характерными точками. При использовании цифровой индикации для визуализации параметров, выраженных в аналоговой форме, в форме цифровых эквивалентов используют соответствующие аналого-цифровые преобразователи.

Принцип структурно-функционального проектирования часто используют при построении приборов графической или магнитной регистрации физиологических сигналов. В этих случаях к графопостроителю или магнитному регистратору (магнитографу) проектируются соответствующие одноканальные или многоканальные электронные приставки.

Приставки для графических регистраторов как правило содержат один или несколько каналов усиления сигналов. Возможно применение схем подавления синфазных помех, усилителей с гальванической развязкой, схем фильтрации. Для решения проблем сопоставимости результатов различных измерений в этих приборах используют специальные калибровочные генераторы, вырабатывающие импульсы стандартной амплитуды и частоты, а усилительные схемы каналов снабжаются регуляторами коэффициентов усиления и нулевой линии. Для управления двигателями графических регистраторов используются специальные усилители мощности и схемы

стабилизации частоты вращения.

Магнитные регистраторы отличаются тем, что для записи низкочастотных электрофизиологических сигналов на магнитную ленту необходимо использовать соответствующие модуляторы, а при считывании информации - демодуляторы. Обычно используют амплитудную, частотную или импульсную (амплитудную, частотную, временную, широтную или фазовую) модуляции.

2. При возрастании сложности функций реализуемых приборами и устройствами регистрации и обработки физиологической информации, например при решении задач определения вероятностных характеристик сигналов (расчет дисперсии, параметров законов распределения, энтропии, индекса напряжения по Басевскому и т.д.), вычисления признаков, характеризующих различные структурные особенности сигналов (вычисление мощности под кривой, определение показателей асимметрии, вычисление амплитудных и временных соотношений различных сегментов полуволн сигналов и т.д.), выделение параметров, характеризующих различные частотные или временные составляющие сигналов, меры сходства и т.д., рекомендуется использовать микропроцессоры или микроконтроллеры, программа работы которых записывается в постоянных запоминающих устройствах. При наличии больших объемов промежуточных данных в микропроцессорных системах предусматривают блоки оперативной памяти. При этом съем, предварительное усиление и фильтрация данных, а так же подавление синфазных помех может производиться соответствующими аналоговыми элементами и узлами. Далее осуществляется преобразование аналогового сигнала в цифровой код, в период или частоту следования импульсов и передача соответствующей информации в микропроцессорную систему или микроконтроллер. Согласование работы отдельных узлов и блоков осуществляется либо по программе работы микропроцессорной системы, либо с помощью специальной системы управления. При регистрации и обработке многоканальной информации решаются вопросы коммутации каналов, мультиплексирования и демультиплексирования данных, поступающих в микропроцессорную систему и выводимых из нее. При построении автономных приборов и устройств, выполняемых на микропроцессорах и микроконтроллерах, отображение информации как правило осуществляется средствами цифровой индикации без применения дисплеев.

3. При выборе структуры устройств обработки информации особенно при многоканальной обработке необходимо учитывать вопросы быстродействия, которые определяются частотными характеристиками исследуемых процессов, количеством регистрационных каналов, выбираемыми алгоритмами обработки

информации, требованиями к оперативности обработки (обработка в реальном времени или допустимость обработки с задержкой по отношению к приему данных) и т.д.

Частотные диапазоны основных типов физиологических сигналов лежат в относительно низкочастотной области, поэтому специальных требований к полосе частот аналого-цифровых преобразователей обычно не предъявляется. Требования к частоте дискретизации в преобразователях аналог-код определяются в основном рекомендациями известной теоремы Котельникова, которую в практических приложениях можно сформулировать следующим образом. Частота дискретизации аналогового сигнала выбирается не меньше двойной частоты информативной высокочастотной гармонической составляющей искомого процесса. Например, для сигналов типа ЭКГ рекомендуют выбирать частоту дискретизации в пределах 250÷700 Гц [13].

При использовании микропроцессоров и микроконтроллеров для обработки аналоговых сигналов следует иметь в виду, что частота смены данных определяется тактом работы соответствующих аналогово-цифровых преобразователей и при реализации требований обработки в реальном времени необходимо учитывать, что все вычислительные и управляющие команды, связанные с приемом и обработкой вновь поступающих данных, должны выполняться в промежутках между командами чтения данных с соответствующих преобразователей. Если это требование выполнить не удастся, то в соответствующих устройствах или системах используют ряд технических приемов, связанных с применением буферной памяти. "быстрых" алгоритмов обработки, включая методы распараллеливания вычислительных процедур, несколько параллельно работающих микропроцессоров.

Достаточно часто создают устройства предварительной обработки данных, построенных, например, по структурно функциональному принципу, с применением сопроцессоров, специализированных процессоров и т.д.

При отсутствии требований на скоростную обработку данных в реальном времени и при значительных объемах данных обычно организуют предварительную запись информации на магнитные носители или в оперативную память достаточных объемов. Обмен данными с микропроцессором производят в одном из трех режимов: командный обмен, в режиме прерывания или прямого доступа к памяти.

4. При реализации задач со сложными вычислительными алгоритмами, например, с использованием преобразований Фурье, Уолша, корреляционного анализа, при обработке изображений сигналов, записанных на промежуточные носители, построении экспертных систем, решении задач формирования и ведения баз данных и других используют универсальные или

специализированные вычислительные машины или сети на их основе. В настоящее время для этих целей широко используются персональные ЭВМ (ПЭВМ), которые обмениваются данными с медицинским оборудованием через стандартные интерфейсы или специально разрабатываемые контроллеры. Предпочтение ПЭВМ отдается и в том случае, когда даже при простых алгоритмах обработки данных желательно иметь хорошую систему отображения данных (таблицы, графики, поясняющие тексты и т.д.). Как и при использовании микропроцессоров, в случае недостаточных мощностей ПЭВМ применяют сопроцессоры, устройства предварительной обработки данных, сети из ПЭВМ и т.д. Обмен данными с внешними устройствами осуществляют в режимах программного обмена, прерывания или прямого доступа к памяти ПЭВМ.

Часто оценку технического уровня разработки и выбор предпочтительного варианта решений осуществляют методами экспертного оценивания с использованием аддитивных критериев. В этом случае формируется группа высококвалифицированных экспертов, вырабатывающих систему показателей, по которым будет производиться сравнительная оценка вариантов различных технических решений. При проектировании изделий медицинской техники в качестве таких показателей обычно используют: точность регистрации искомых параметров (X1); быстродействие (производительность) (X2); функциональные возможности (количество регистрируемых параметров, количество измерительных каналов, тип регистрируемых сигналов и (или) показателей и т.д.) (X3); надежность (X4); ремонтопригодность (X5); стоимость прибора или устройства (X6); стоимость разработки (X7); время разработки (X8); габариты (X9); весовые характеристики (X10); скорость технической реализации (X12) и т.д. При проектировании медицинских приборов и устройств стремятся к увеличению первых пяти показателей (X1÷X5) и к уменьшению остальных (X6÷X12), то есть в процессе проектирования необходимо обеспечить выполнение целого ряда противоречивых требований, что не всегда является тривиальной задачей.

В приведенном перечне различные показатели могут быть измерены в различных шкалах. Например, показатель быстродействия может характеризоваться количеством операций, выполняемых в единицу времени, и измеряться по числовой шкале интервалов в весьма широком диапазоне, а показатель ремонтопригодности может быть выражен через шкалу наименований или классов с упорядочением номеров классов по возрастанию степени ремонтопригодности от неремонтопригодной до отлично ремонтопригодной. Этот же показатель может быть выражен и через систему функций принадлежностей по шкале понятий ремонтопригодности [61].

Некоторые показатели, в свою очередь, могут быть представлены целым рядом показателей, измеряемых в различных шкалах и диапазонах (в приведенном примере показатель ХЗ).

Чтобы обеспечить сопоставимость показателей, измеренных в различных шкалах и диапазонах их предварительно нормируют и приводят к единому диапазону, например к интервалу $[-1; +1]$, $[0; +1]$, $[0; +10]$ и т.д. В зависимости от целей и решаемых задач эксперты каждому из показателей присваивают весовой коэффициент, характеризующий его роль в обеспечении поставленной цели проектирования.

Как правило, весовые коэффициенты для всех показателей выбирают в одном и том же диапазоне, например $[-1; +1]$. Причем следует иметь в виду, что один и тот же показатель для различных типов изделий медицинской техники может иметь различные весовые коэффициенты.

В качестве интегрального показателя, характеризующего уровень того или иного технического решения, может быть выбран показатель I , вычисляемый по формуле:

$$I = \sum_{i=1}^n \alpha_i x_i, \quad (6.5)$$

причем, если показатели x_i измеряются в положительном числовом диапазоне, то весовые коэффициенты показателей, улучшающих характеристики проектируемой техники выбирают в положительном поддиапазоне, а ухудшающие характеристики - в отрицательном поддиапазоне. При этом предпочтение отдается техническим решениям с большими значениями показателя I .

Иногда для оценки уровня проектируемой медицинской техники используют критерий вида:

$$F = \frac{1}{n} \sum_{q=1}^n \gamma_q \left(\left(\sum_{i=1}^n \alpha_{iq} \frac{A_{iq}}{A_{кр}} + \sum_{j=1}^n \beta_{jq} \frac{B_{jq}}{B_{кр}} \right) R_q \right), \quad (6.6)$$

или его упрощенные модификации.

Здесь n - число решаемых задач с текущим номером q , γ_q - показатель сложности решаемой задачи, как балльная оценка, A_{iq} - величины показателей, рост которых приводит к увеличению эффективности разработки в целом, B_{jq} - показатели, рост которых уменьшает эффективность разработки, $A_{кр}$, $B_{кр}$ -

средние (или номинальные) значения показателей по сравниваемым техническим решениям, α_{iq} , β_{jq} - весовые коэффициенты соответствующих показателей, R_q - логическая функция, принимающая значение 1, если показатели лежат в допустимых пределах, 0 - если нет. Большей величине F соответствует большая эффективность технического решения.

В качестве примера по выбору структуры и принципов построения можно рассмотреть два варианта технической реализации ритмокардиоанализатора, производящего автоматическое измерение показателя напряженности работы сердца. В [25] приводится структура ритмокардиоанализатора, построенного по структурно - функциональному признаку. При узкой специализации этого устройства оно обладает хорошим показателем по сложности технического решения, выраженной в суммарном количестве элементарных вентилях в электронных блоках, по показателям времени и стоимости разработки и функциональным возможностям значительно уступает вариантам построения на основе микроконтроллеров.

В соответствии с классификационными признаками с точки зрения принципов проектирования и структурной организации выделяют приборы, системы и комплексы, реализуемые на основе структурно-функционального подхода, по схемам классических автоматов, с использованием универсальных и специализированных микропроцессорных наборов и систем, на основе микроконтроллеров и с применением электронных и вычислительных машин различных типов и назначений.

Как уже было отмечено, при проектировании устройств обработки сигналов выделяют устройства с жесткой логикой функционирования и программно-управляемые приборы, системы и комплексы. Эти устройства могут проектироваться по структурно-функциональному принципу, по схемам классических автоматов (Миллс, Мура, микропрограммного управления и др.), с использованием универсальных и специализированных микропроцессорных наборов и систем, на основе микроконтроллеров и с применением электронных вычислительных машин, систем и комплексов различных типов и назначений. Все более широкое применение находят ПЭВМ и комплексы на их основе, которые через систему контроллеров, интерфейсов, устройств предварительной обработки информации, построенным по перечисленным выше принципам, подключаются к блоку. При реализации структурно-функционального принципа проектирования, в соответствии с заданными целями, необходимо:

- определить функции и алгоритмы работы, реализуемые проектируемым устройством или системой обработки физиологической информации;

- После выполнения этих задач можно сформировать структуру устройства. Операционные и управляющие автоматы построенные по классическому принципу используются достаточно редко: все большее предпочтение отдается использованию микропроцессорных наборов и микроконтроллеров различных типов и назначений. Реализация соответствующих функций и алгоритмов обработки данных и управления в таких устройствах и системах осуществляется программно. Часто устройства, построенные на основе микропроцессорных наборов и (или) микроконтроллеров, используют в качестве дополнительных средств предварительной обработки информации блоки, построенные по операционно-функциональному принципу и (или).

Примерами построения автономных устройств, построенных в соответствии со структурно-функциональным подходом, могут служить различные схемы счетчиков количества циклов биологических процессов (например, количества ударов пульса, циклов дыхания и др.), приборы для измерения характерных признаков (например, попадание частоты сердечных сокращений в заданный диапазон частот, наличие экстрасистол в электрокардиосигнале, "веретен" в электроэнцефалограмме, оценка мощности электромиограммы и т.п.), устройства выявления наличия или отсутствия в сигналах характерных особенностей формы и продолжительности импульсов и т.д.

Обобщенная структурная схема таких устройств приведена на рисунке 6.7 и является частным случаем обобщенной структуры устройств для соответствующего вида исследований. Электрофизиологический сигнал снимается с помощью электродов (Э) и усиливается (усилитель У). При необходимости в устройство съема включаются схемы подавления синфазной помехи. Пороговый элемент (ПЭ) позволяет превратить сигнал в последовательность импульсов с частотой, определяемой циклом изменения физиологического сигнала. Формирователь временных "ворот" (ФВВ) обеспечивает требуемое время измерений. Ключом Кл₂ счетчик числа импульсов и формирователь временных ворот устанавливаются в исходное

Измерение частоты смены циклов физиологических процессов осуществляется несколько более сложными устройствами. В [17] приводится практическая схема измерителя частоты сердечных сокращений (ЧСС) цифровым методом по выделенному "R" зубцу из электрокардиограммы. Измерения проводят по среднему значению ЧСС за некоторый интервал времени T_0 , принимаемый за эталонный. Обычно принято брать значение $T_0=1$ мин: при этом смена информации на индикаторах производится 1 раз в минуту, что может привести к пропуску информации об аритмиях. Поэтому в измерителе выбран иной более короткий интервал измерения, например 30 сек. В этом случае необходимо приводить показания ЧСС к интервалу в одну минуту путем автоматического умножения результатов измерений на 2.

Принцип действия измерителя средней ЧСС заключается в подсчете числа периодов N частоты f_x за фиксированный промежуток времени T_0 , при этом f_x определяется как: $f_x = N/T_0$.

На рисунке 6.8 приведен пример схемы измерителя ЧСС. Фиксированный (образцовый) интервал времени T_0 организуется путем деления частоты кварцевого генератора с помощью делителя частоты ДЧ с общим коэффициентом пересчета $K=60 \cdot 10^6$. К выходам ДЧ подключены схемы установки счетчиков в ноль (Уст 0) и формирования импульсов записи содержимого счетчиков Сч в регистры Рг (ЗП). Эти схемы представляют собой схемы "И", подключаемые к соответствующим выводам счетчиков делителя частоты так, что импульсы с ДЧ формируются с периодом 30с, а их длительность составляет 3 мс. Импульсы "Зп" всегда формируются на 3 мс раньше, чем импульс "Уст 0".

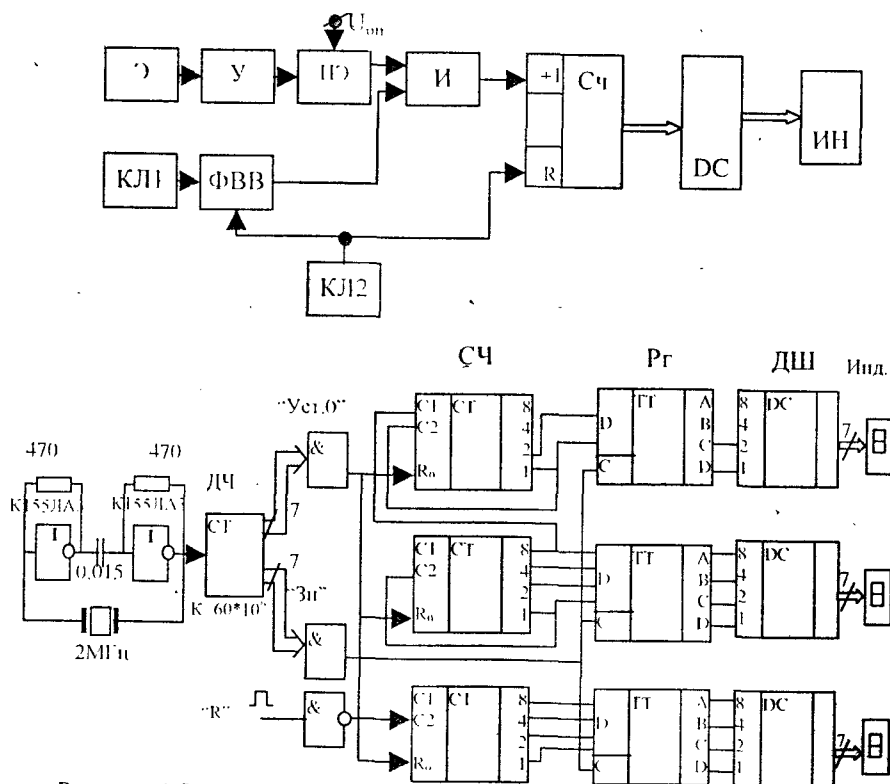
Счетные импульсы "R" поступают на вход счетчика Сч, состоящего из трех двоично-десятичных счетчиков К155ИЕ2. Умножение количества импульсов на 2 (приведение к интервалу времени в 1 мин) осуществляется за счет того, что в младшем разряде счетчика счет производится по модулю 5. После этого производится запись числа из счетчика Сч в регистр Рг памяти ЧСС. Далее через дешифраторы Дд информация передается на индикаторы

(Инд). После окончания записи Сч устанавливается в нулевое состояние и счет начинается сначала, а в регистре хранится информация предыдущего счета.

Аналогично могут быть построены устройства для определения средней частоты пульса, дыхания, ритма энцефалограмм (при периодометрическом анализе) и др. В этих случаях на вход "R" схемы, рисунок 6.8, подаются импульсы, сформированные, например, на выходе порогового элемента (ПЭ) схемы, рисунок 6.7.

В качестве следующей, более сложной схемы, работающей в автономном режиме по жесткой логике, рассмотрим пример построения устройства для интрагастральной РН-метрии, предложенной в [65]. Структурная схема устройства приведена на рисунке 6.9.

Рисунок 6.7. Обобщенная структура счетчиков биологических циклов.



срабатывания через фильтр 10 фазовой автоподстройки частоты (ФАПЧ) это равенство поддерживается постоянным. Кроме того, колебания генератора 11 синхронизируются колебаниями опорного генератора 6 за счет наличия элемента связи между ними - емкости 12. Управление по частоте осуществляется посредством варикапов 14, 15, 17.

Постоянная времени фильтра 10 низкой частоты устанавливается в 3-5 раз больше максимального периода исследуемого сигнала, т.е. порядка 30-50с, что, с одной стороны, исключает срабатывание фильтра при частотах исследуемых биологических сигналов (0,1-100Гц), а с другой - постоянно поддерживает частоту синхронизирующего генератора 11 в полосе захвата колебаниями опорного генератора 6. В связи с этим колебания синхронизируемого генератора 11 изменяются только по фазе, а их средняя частота равна частоте опорного генератора. Благодаря введению синхронизации генератора 4 и охвата его системой ФАПЧ исключается погрешность, обусловленная взаимной нестабильностью частот генератора 4 и опорного генератора 6. Информация о величине сдвига фаз регистрируется индикатором 18.

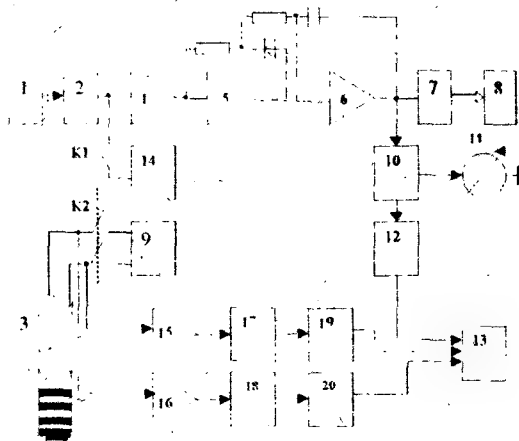


Рисунок 6.9. Структура интрагастрального pH-метра.

При реализации автономных устройств с достаточно сложными функциями и сложной структурой иногда все устройства разбивают на две части - операционную и управляющую, и далее осуществляют их отдельный синтез либо эвристическими, либо формальными, либо комбинированными методами.

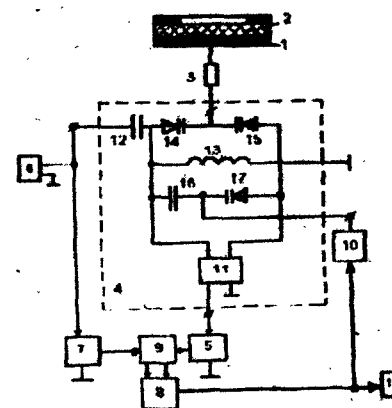


Рисунок 6.10. Устройство для бесконтактной регистрации биологических сигналов.

6.7. Технические средства фотометрических исследований

Основные технические проблемы, стоящие перед разработчиками при проектировании фотометрической медицинской техники, были подробно обсуждены в главе 5. Приведенные ниже примеры могут служить иллюстрациями практического решения этих проблем с учетом условий выполнения фотометрических исследований.

Одной из распространенных исследовательских процедур является оценка оптических свойств биологических жидкостей. Для этих целей используются так называемые кюветные фотометры. Обычно в кюветных фотометрах реализуются на основе применения оптико-электрических измерительных преобразователей с разнесенными потоками излучения. Пример такого фотометра, предназначенного для оценки двухволновых оптических свойств исследуемой среды, помещенной в кювету, приведен на рисунке 6.11.

Можно указать две особенности этого фотометра по сравнению с другими вариантами: изменение во времени по линейно нарастающему закону

интенсивности излучения источника в каждом спектральном диапазоне и обеспечение условий для отображения результата измерений в цифровой форме. Схема управления интенсивностью излучения (СУ) содержит цифровой регистр (ЦР), цифроаналоговый преобразователь (ЦАП), интегратор (ИНТ), дифференциальный усилитель (ДУ). Измерительный канал включает пороговое устройство (ПУ), схему совпадений (СС), генератор счетных импульсов (ГСИ) и счетчик (СЧ).

В одном цикле измерения, выполняемого с помощью этого фотометра, можно выделить два такта, очередность и продолжительность которых задается генератором тактов. Управление тактами осуществляется через переключатель (П), а сигнал генератора (ГТ) используется для синхронизации работы других блоков фотометра-интегратора, регистра и счетчика.

В первом такте в цифровом регистре через первую пару контактов переключателя устанавливается некоторый код N_0 , а ЦАП формирует соответствующее постоянное напряжение, которое поступает на интегратор. Напряжение на выходе интегратора $u_{и.1}(t)$ нарастает во времени по линейному закону.

$$u_{и.1}(t) = at = U_{max} N_0 t / (N_{max} T),$$

где U_{max} - максимально возможное напряжение на выходе ЦАП, формируемое при поступлении кода N_{max} ; T - постоянная времени интегратора.

Напряжение $u_{и.1}(t)$ поступает на дифференциальный усилитель, в котором оно сравнивается с сигналом $u_1(\lambda_1)$, формируемым ФЭП₁ в первом такте (источник излучает поток энергии в первом спектральном диапазоне $\{\lambda_1\}$).

Пусть источник формирует лучистый поток $\Phi_0(\lambda_1, t)$. Этот поток падает на оптический делитель (ОР) и делится на две части, одна из которых $k_{11}\Phi_0(\lambda_1, t)$ поступает на ФЭП₁, а другая - $k_{12}\Phi_0(\lambda_1, t)$ - через исследуемую среду на ФЭП₂, поэтому выходные сигналы обоих ФЭП определяются с помощью следующих выражений:

$$\begin{aligned} u_1(\lambda_1, t) &= k_{11} S_1(\lambda_1) k_{11} \Phi_0(\lambda_1, t); \\ u_2(\lambda_1, t) &= k_{12} S_2(\lambda_2) k_{12} \Phi_0(\lambda_1, t) \tau(\lambda_1), \end{aligned}$$

где $S_1(\lambda_1)$, $S_2(\lambda_2)$ - чувствительность соответствующих ФЭП в первом спектральном диапазоне; k_{11} , k_{12} - коэффициенты давления исходного потока в делителе ($k_{11} + k_{12} \leq 1$, так как в общем случае в нем возможны потери лучистой энергии); k_1 , k_2 - коэффициенты преобразования для каждого потока

лучистой энергии; $\tau(\lambda_1)$ - коэффициент пропускания исследуемой среды в диапазоне $\{\lambda_1\}$.

Источник излучения управляется выходным сигналом дифференциального усилителя:

$$u_{д.1}(\lambda_1, t) = K_d [u_{и.1}(t) - u_1(\lambda_1, t)],$$

где K_d - коэффициент усиления разностного сигнала.

При большом коэффициенте усиления K_d - $u_{и.1}(t) = u_1(\lambda_1, t)$, поэтому:

$$\Phi_0(\lambda_1, t) = u_1(\lambda_1, t) / k_1 k_{11} S_1(\lambda_1) = U_{max} N_0 t / [k^* S_1(\lambda_1) N_{max} T],$$

где $k^* = k_1 k_{11}$ - постоянный коэффициент, а для выходного сигнала ФЭП₂ справедливо выражение:

$$u_2(\lambda_1, t) = U_{max} N_0 k^* S_2(\lambda_1) \tau(\lambda_1) t / [N_{max} T k^* S_1(\lambda_1)],$$

где $k^* = k_1 k_{12}$ - постоянный коэффициент.

Как следует из полученного выражения, крутизна нарастания сигнала $u_2(\lambda_1, t)$ пропорциональна $\tau(\lambda_1)$. Пусть опорный уровень пороговой системы - U_0 , а частота счетных импульсов - f_0 , тогда счетчик (СЧ) в течение первого такта накопит число импульсов:

$$N_1 = f_0 U_0 N_{max} T k^* S_1(\lambda_1) / [N_{max} N_0 k^* S_2(\lambda_1) \tau(\lambda_1)]$$

Во втором такте на цифровой регистр через вторую пару контактов переключателя поступает код N_1 , поэтому на выходе интегратора формируется напряжение:

$$u_{и.2}(t) = N_1 U_{max} t / (N_{max} T).$$

Источник излучает поток энергии $\Phi_0(\lambda_2, t)$ во втором спектральном диапазоне, при этом сигнал управления источником определяется выражением:

$$u_{д.2}(\lambda_2, t) = K_d [u_{и.2}(t) - u_1(\lambda_1, t)],$$

а лучистый поток от источника:

$$\Phi_0(\lambda_2, t) = u_1(\lambda_2, t) / [k^* S_1(\lambda_2)].$$

Рассуждения, аналогичные изложенным, позволяют установить, что во втором такте счетчик накопит число:

$$N_2 = I_0 U_0 N_{\max} T k^* S_1(\lambda_2) / [N_1 U_{\max} k^* S_2(\lambda_2) \tau(\lambda_2)].$$

Подставляя в это выражение значение N_1 , окончательно получаем:

$$N_2 = K \tau(\lambda_1) / \tau(\lambda_2),$$

где $K = N_0 S_1(\lambda_2) S_2(\lambda_1) / [S_1(\lambda_1) S_2(\lambda_2)]$ - коэффициент преобразования рассмотренного варианта двухлучевого фотометра.

Регулировкой N_0 можно установить $K=1$, тогда цифровой код числа N_2 будет соответствовать отношению коэффициентов пропускания исследуемой среды в разных спектральных диапазонах.

Другим примером практической разработки фотометрического прибора может служить фотооксигеметр, предназначенный для определения степени насыщения уровня крови кислородом. Двухволновые фотометры, к которым относится и фотооксигеметр рассматриваемого типа целесообразно строить по двухлучевой схеме с оптико-электрическим контуром отрицательной обратной связи. По режиму работы эти устройства можно разделить на последовательные и параллельные [6]. В последовательных двухволновых фотометрах излучения каждого спектрального диапазона формируются поочередно, а в параллельных - одновременно. Для определения степени насыщения крови кислородом необходимо выбрать максимумы спектрального состава излучения таким образом, чтобы первый соответствовал изобестической точке - 805нМ, а второй - точке максимального поглощения восстановленного гемоглобина - 660нМ. Элементами ОЭИП фотооксигеметра служат светоизлучающие и фоточувствительные полупроводниковые диоды.

Структура фотооксигеметра последовательного действия приведена на рисунке 6.12. В нее входят элементы ОЭИП: источники излучения ИИ₁, ИИ₂ и фотоприемные устройства с фотодиодами ФП₁ и ФП₂, два канала управления излучателями: дифференциальные усилители ДУ₁ и ДУ₂ и ключи К₁ и К₂. Фотоприемные устройства содержат согласующие усилители СУ₁ и СУ₂ по схемам, реализующим фотогальванический режим включения фотодиодов (см. главу 5). Кроме того, в устройстве имеются источник опорного напряжения

(ИОН); устройство выборки-хранения (УВХ); регистратор (Р) и генератор тактовых сигналов (ГТ).

Работа фотооксигеметра осуществляется в течение двух тактов. ОЭИП укрепляется на поверхности тела в определенной анатомической точке. В первом такте ИИ₁ формирует излучение первого спектрального состава, а во втором ИИ₂ формирует излучение во втором спектральном диапазоне. На выходе СУ₁ и СУ₂ формируются сигналы, пропорциональные интенсивности поглощения в этих диапазонах. В первом такте в контур обратной связи входят ФУ₁, СУ₁, ДУ₁, К₁, ИИ₁, участок объекта между ИИ₁ и ФП₁. Опорный сигнал для контура обратной связи вырабатывается источником опорного напряжения. В результате воздействия этого контура на выходе ФП₁ устанавливается мощность излучения, достаточная для того, чтобы сигналы на входе ДУ₁ (при достаточно большом его коэффициенте усиления) были очень близки по абсолютным значениям. Сигнал СУ₂ в первом такте запоминается в устройстве выборки-хранения.

Во втором такте в контур обратной связи входят ФП₂, СУ₂, ДУ₂, участок объекта между ИИ₂ и ФП₂. Опорным сигналом является сигнал с устройства выборки-хранения, и в результате работы второго контура обратной связи на входах ДУ₂ устанавливаются приблизительно равные сигналы. Во втором такте сигнал СУ₂:

$$U_2(\lambda_2) = K \mu_1,$$

где $K = K_n U_0 K_2^2 S_2(\lambda_1) S_2(\lambda_2) / [K_1^2 S_1(\lambda_1) S_1(\lambda_2)]$; K_1 и K_2 - коэффициенты передачи СУ₁ и СУ₂, остальные обозначения были введены ранее.

Данное устройство отличается простотой и удобством настройки, обеспечивая приемлемые характеристики по точности и помехоустойчивости измерений.

Структура фотооксигеметра параллельного типа приведена на рисунке 6.13. Такие фотометры отличаются более высоким быстродействием, однако, требуют большего аппаратного обеспечения. Одновременное формирование двух потоков излучения выдвигает важное условие выбора и согласования элементов и структуры ОЭИП. Это условие заключается в том, чтобы излучение с первого источника не оказывало влияние на ФП₂ и ФП₁, а излучение со второго - не воспринималось ФП₁ и ФУ₂. Выполнить это условие можно путем выбора и установки соответствующих светофильтров или применением волоконной оптики. Принцип действия этого фотооксигеметра предлагается разобрать читателю самостоятельно.

Другие примеры разработок фотометрических приборов и систем можно найти в [6].

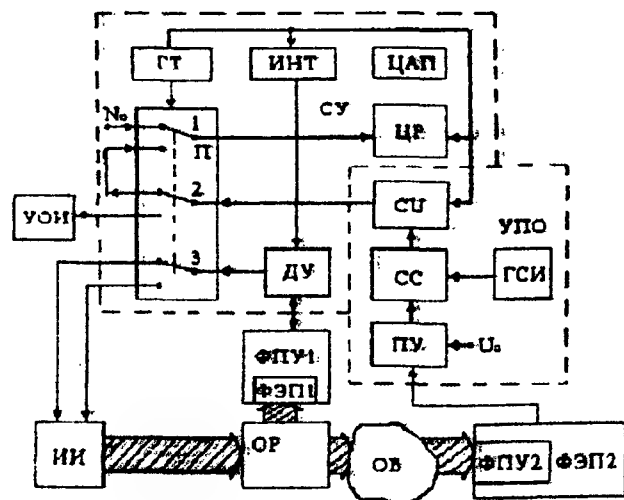


Рисунок 6.11. Структура кюветного фотометра.

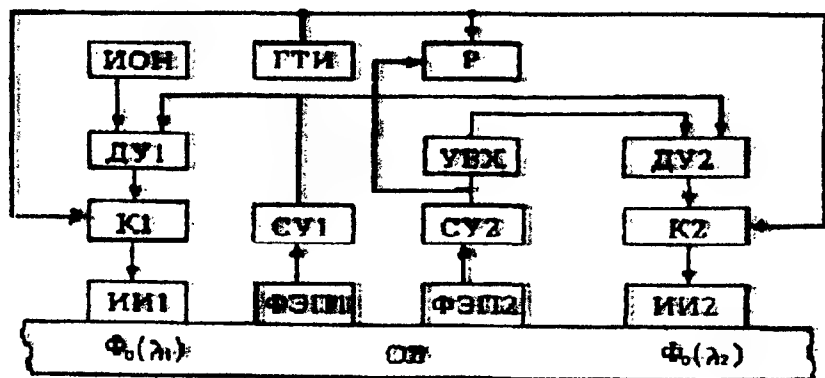


Рисунок 6.12. Структура фотооксигеметра последовательного типа.

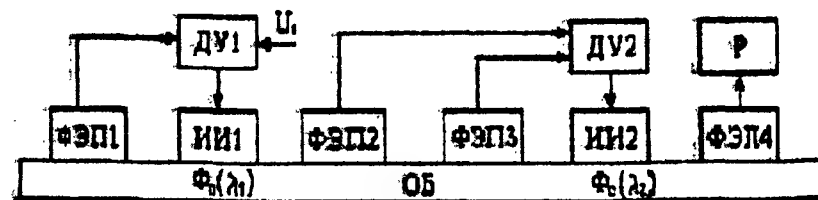


Рисунок 6.13. Структура фотооксигеметра параллельного типа.

6.8. Типовые схемы включения микропроцессоров в устройствах обработки

В работе [17] приводится ряд определений характерных для применяемых в биотехнических системах средств вычислительной техники.

1. Микропроцессор (МП) - программноуправляемое устройство обработки цифровой информации и управления, выполненное на одной или нескольких БИС.

2. Микропроцессорный комплект (МПК) - совокупность МП и других функциональных БИС, совместных по связям, электрическим параметрам и конструкции.

3. Микропроцессорная система (МПС) - собранная в единое целое совокупность МП и других БИС одного или нескольких МПК, организованная в работающую вычислительную или управляющую систему. Различают МПС на базе одного МП и мультимикропроцессорные системы.

4. Микро-ЭВМ - конструктивно законченное вычислительное или управляющее устройство, построенное на основе МПК со своим источником питания, клавиатурой ввода-вывода и другими элементами позволяющими использование микро-ЭВМ со своим программным обеспечением.

5. Архитектура МП - логическая организация МП отражающая его структуру, способы обращения ко всем доступным элементам структуры, способы представления и форматы данных, набор операций, выполняемых МП, способы адресации данных, характеристик и назначение вырабатываемых МП управляющих сигналов и реакцию МП на внешние сигналы.

6. Шинная структура организации связей - один из основных архитектурных принципов характеризующих способ организации связей между устройствами внутри самого МП и с внешней средой. Выделяют три типа шин: адресная, данных и управления. На практике с целью сокращения количества

вводов - выводов БИС часто используют объединенную шину адресов и данных.

Микропроцессорные системы, как и МП могут быть универсальными и специализированными. На рисунке 6.14. показана наиболее характерная структура МПС с одним центральным МП.

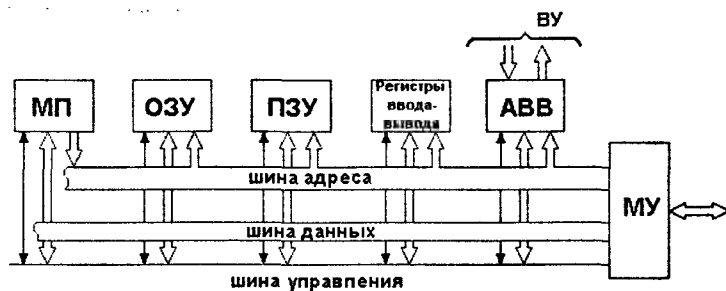


Рисунок 6.14. Схема типовой МПС.

Совокупность шин передачи информации в МПС называют магистралью. В каждый момент времени по магистралям может передаваться только одно сообщение, посылаемое одним источником и предназначенное для одного или нескольких приемников. По шине адреса указывается код адреса функциональных блоков для которых предназначается информация передаваемая по шине данных.

Постоянное запоминающее устройство (ПЗУ) служит для хранения неисполняемой части программы и может работать только в режиме выдачи информации. Оперативное запоминающее устройство (ОЗУ) используется для хранения программ и промежуточных данных и может работать в режимах записи, чтения и хранения информации. Эти термины определены по отношению к МП. То есть термин "чтение" означает, что МП читает информацию, например, из ОЗУ, а термин "запись" означает, что информация из МП помещается на хранение в ОЗУ.

Для согласования МП с внешними устройствами (ВУ) используют специальные адаптеры ввода-вывода (АВВ), которые в простейшем случае могут быть представлены регистрами ввода-вывода. Обмен данными с ВУ может осуществляться тремя способами: программно, в режиме прерывания и прямого доступа к памяти (ПДП). При программном обмене внешние устройства рассматриваются МП как и все остальные функциональные узлы с

соответствующими адресами. Режим прерываний характеризуется тем, что внешние устройства обращаются к МП по мере их готовности к обмену, что исключает необходимость постоянного программного опроса внешних устройств, высвобождая тем самым ресурсы МП для другой работы. В режиме ПДП внешним устройствам разрешается обмен с памятью МПС без участия МП, что позволяет увеличивать соответствующую скорость обмена информацией с ВУ.

В тех случаях когда разработчики планируют для потребителя подсоединение к магистрали дополнительных функциональных блоков (открытый вариант МПС) магистраль обычно снабжается магистральными усилителями (МУ), увеличивающими ее нагрузочную способность.

В более сложных вариантах, если при передаче, сигналы необходимо не только усиливать по мощности, но и преобразовывать, к магистралям подключают соответствующие адаптеры.

На рисунке 6.14 показан набор основных функциональных блоков входящих в МПС. Каждый из этих блоков может состоять из одной или нескольких БИС. Выбор МП и МПК для создания той или иной МПС не всегда является тривиальной задачей из-за значительного количества различных серий МПК, разнообразных и не всегда совместимых характеристик, сложности требований к вычислительным и управляющим устройствам и др.

К основным характеристикам, которые используются при сопоставлении и выборе МП относят [1]:

- вид МП (универсальный, специализированный, однокристалльный или многокристалльный);
- технология изготовления (р-МОП, n-МОП, КМОП, I²L, ТТЛ, ЭСЛ и др.), информация о технологии позволяет ориентировочно судить о потребляемой мощности и среднем быстродействии);
- разрядность (2, 4, 8, 16, 32) - длина информационного слова, одновременно обрабатываемая процессором;
- емкость адресуемой памяти, характеризующая возможности МП по взаимодействию с запоминающими устройствами;
- принцип управления: с "жесткой логикой" или микропрограммный;
- быстродействие, которое может характеризоваться продолжительностью выполнения одной операции, числом операций типа обмен регистр-регистр выполняемых в секунду, тактовой частотой;
- напряжение электропитания и потребляемая мощность;
- конструктивные данные.

В работе [17] предлагается набор основных критериев, которые позволяют оценить требования к структуре и элементной базе МПС:

1. Число МП, их разрядность, количество уровней прерывания, число регистров связи и объемы ОЗУ и ПЗУ определяется исходя из заданных функций управления, обработки данных, отображения информации, связи с ВУ и т.д.

2. Необходимость реализации команд умножения, деления, работы с плавающей запятой, вычисления специальных функций определяется при анализе типов производимых вычислений.

3. Оценка ориентировочного объема программ позволяет определить требуемые объемы ОЗУ и ПЗУ с учетом использования средств отладки, роль которых возрастает с ростом объема программы.

4. Важным требованием при выборе типа МП является наличие соответствующих средств отладки и его контролепригодность, определяющая удобство контроля и поиска неисправностей.

5. При использовании нескольких МП решаются вопросы единства программного обеспечения.

6. Большинство МПС работают в реальном масштабе времени. Это означает, что средняя скорость обработки данных должна быть выше скорости поступления данных. Если это затруднительно при выбранных типах МП и структуры МПС используют буферизацию данных на входе МПС, или строят многопроцессорные системы различной архитектуры.

В практических приложениях используются различные микропроцессорные наборы. Широко применяется, например, серия К(Р) 580 (аналог серии Intel 8080) - универсальный 8-ми разрядный МПК с унифицированным интерфейсом, выполненный по n-MOS технологии. В состав комплекта входят микропроцессор, последовательный и параллельный периферийные адаптеры, канал ПДП, генератор тактовых импульсов, контроллер обработки прерываний и др. За рубежом активно используется более развитые представители семейств Intel 8080, например Z80.

Серия КР1801 обладает широкими функциональными возможностями с развитой системой команд и содержит в своем составе несколько однокристальных МП, в том числе МП с диспетчером памяти до 4Мбайт. Разрядность серии 16 бит, тактовая частота - до 10 МГц.

В качестве аналогов западных микросхем Intel 8085, 8086 и 8088 отечественной промышленностью выпускаются микропроцессоры типа КР1821ВМ85 (8 разрядов), КР1810ВМ86 (16 разрядов), КР1810ВМ88 (16 разрядов при 8-ми разрядной внешней шине данных) соответственно.

Микросхемы К1814, К8116, К1820, К1821 и др. - однокристальные микро-ЭВМ различной конфигурации. Они используются в основном в качестве

вычислительных модулей и во встраиваемых контроллерах различных назначений.

Серии К1802 и К1804 - быстродействующие секционированные комплексы предназначенные для поступления высокопроизводительных ЭВМ и различных устройств обработки сигналов.

Серия КР1815 ориентирована на высокопроизводительную цифровую обработку сигналов, в частности для построения схем цифровых фильтров, преобразователей Фурье и др. Микросхема КМ1813 - однокристальная микроЭВМ (аналог Intel 2920) со встроенным 4-канальным АЦП и 8-канальным ЦАП предназначена для цифровой обработки аналоговых сигналов в реальном масштабе времени и формирования аналоговых управляющих сигналов.

Общим вопросом построения МП, их программированию, особенностям включения посвящена обширная специальная литература [61-62] и др.

Полное описание даже одного типа МП требует достаточно большого объема и не является предметом данного издания. Здесь же приведены основные схемы включения наиболее популярных МП типа КР580ВМ80 (аналог Intel 8080), КМ1821 (аналог Intel 8085) и КР1810ВМ88 (аналог Intel 8088), а также вкратце затронем практические вопросы построения устройств ввода-вывода МПС.

На рисунке 6.15. показана типовая схема включения МП типа КР580ВМ80 с тактовым генератором (G) КР580ГФ24, системным контроллером (SC) КР580ВК28, и двух буферных регистров (F) типа КР580А87. На рисунке 6.16. приведены временные диаграммы работы МП в двух основных циклах чтения и записи.

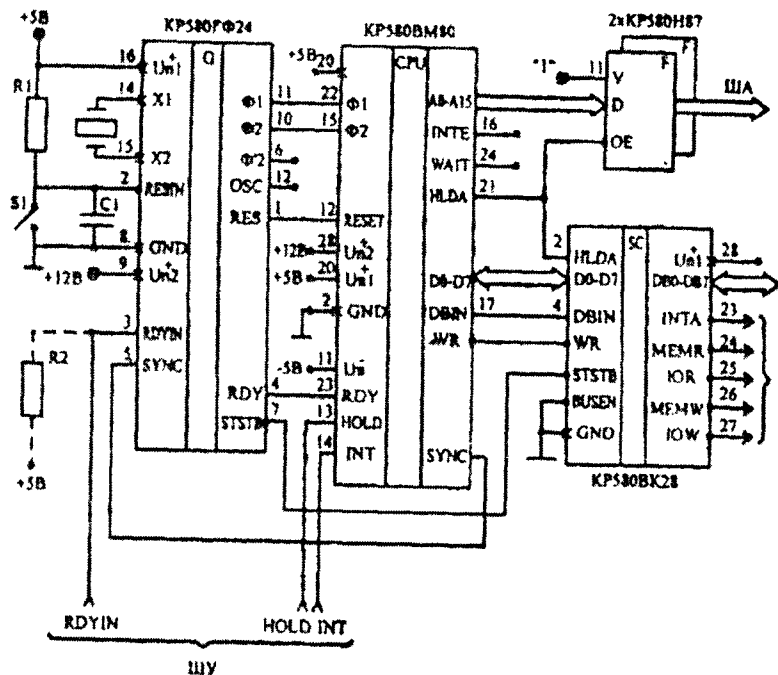


Рисунок 6.15 Типовая схема включения МП типа KP580BM80.

Тактовый генератор вырабатывает неперекрывающиеся положительные импульсы Φ_1 и Φ_2 амплитудой 12В синхронизирующие работу МП-системы, а так же импульсы Φ_2' амплитудой +5В, совпадающие по фазе Φ_2 для синхронизации внешних устройств. Частота тактовых импульсов стабилизируется кварцевым резонатором ZQ, который должен работать на частоте в 9 раз большей, чем требуемая тактовая частота процессора f_p , которая обычно составляет 2 МГц.

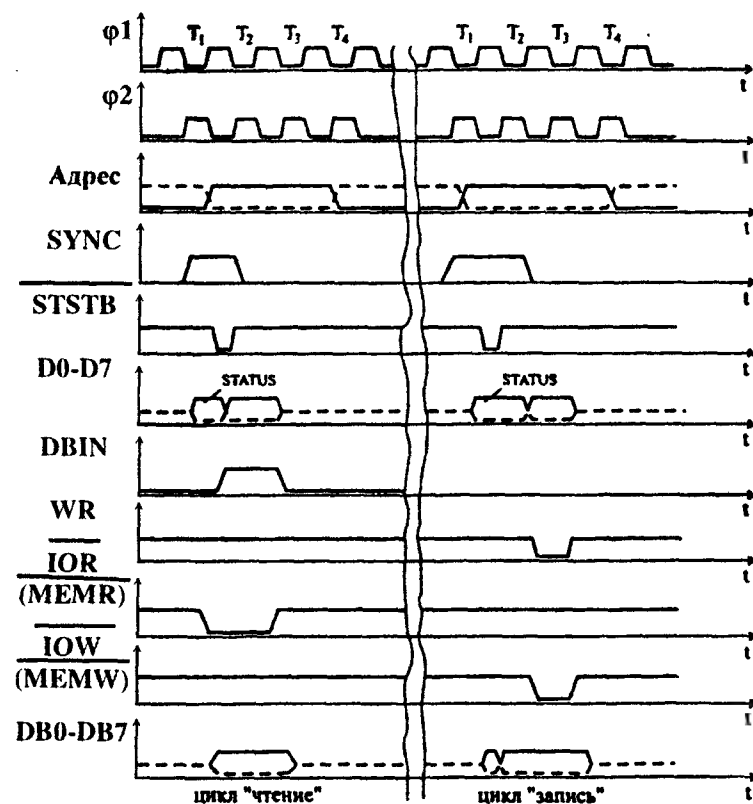


Рисунок 6.16. Временные диаграммы работы МП типа KP580BM80.

Сброс процессора при включении питания осуществляется с помощью RC цепи ($R_1=10\text{кОм}$, $C_1=1\text{мкФ}$), подсоединенной к входу RESIN. Этот сигнал транслируется на вход RESET МП. В дальнейшем, сброс может осуществляться нажатием на кнопку S_1 . После начального запуска (сброса) в счетчике команд МП устанавливается число 0000H (шестнадцатеричный нулевой адрес). Это приведет к тому, что на адресную шину A0+A15 МП выставляет адрес 0000H после чего процессор считывает содержимое ячейки памяти с этим адресом. Далее в МП эта информация расшифровывается как код соответствующей операции и определяется количество байт необходимое для определения

полного кода команды (в МП КР580ВМ80 команды бывают одно, двух и трехбайтовые). Если команда содержит два или три байта, то МП считывает недостающие байты из последующих ячеек памяти, после чего команда выполняется и далее вновь адрес автоматически увеличивается на единицу и содержимое текущей ячейки памяти трактуется МП как код следующей операции. Таким образом, МП будет работать до тех пор, пока не встретится команда перехода. Такая команда нарушит монотонное увеличение счетчика команд процессора и запишет в него соответствующий адрес перехода к новым ячейкам памяти, после чего код выдаваемый на шину адреса будет вновь изменяться на единицу после команды чтения из памяти.

При работе с внешними устройствами ввода-вывода или памятью процессор всегда ожидает от них сигнала RDY, подтверждающего их готовность к обмену данными. Если этого сигнала нет, процессор переходит в режим ожидания. При последующем появлении сигнала RDY процессор возобновит свою нормальную работу. В схеме рисунок 6.15 сигнал RDY формируется генератором G из сигнала RDYIN поступающего от внешних устройств. Если внешние устройства имеют достаточное быстродействие, чтобы вовремя реагировать на команды из ЦП, то на вход RDYIN можно подать постоянный разрешающий сигнал логической единицы через резистор R₂. Когда процессор находится в режиме ожидания он формирует сигнал ожидания на своем выходе WAIT.

Остановить работу МП - системы можно внутренней командой останова HLD (код операции 76H). Дальнейшая работа может быть продолжена путем сброса или подачи сигнала прерывания INT. Сигнал INT формируется внешним устройством, когда оно хочет обменяться информацией с МПС. По этому сигналу (если процессор не маскирует запросы прерывания) МП, если он выполнял какую-нибудь программу, заканчивает выполнение текущей команды, запоминает в стеке свое состояние и переходит к обработке режима прерывания, сообщая внешним устройствам о готовности к обслуживанию прерывания сигналом INTE. После этого МП запрашивает адрес ячейки памяти, в которой хранится код операции первой команды обработки прерываний. Это адрес называется вектором прерывания. Далее МП выполняет команды, считываемые из области памяти, начало которой соответствует вектору прерывания. В конце программы прерывания, как правило, ставят команду возврата к прерванной программе, по которой процессор из стека считывает состояние своих регистров характеризующих условия выполнения последней команды прерванной программы и возобновляет ее выполнение.

В обычных условиях при работе по программам обмен данными внешних устройств ОЗУ или ПЗУ осуществляется через МП. Т.е. информация из

источника считывается в МП, а затем из МП передается в приемник. При пересылке больших массивов данных часто используют специальный режим пересылки данных - режим прямого доступа к памяти (ПДП), когда МП отключается от шин адреса и данных. Для этого микропроцессору посылается сигнал HOLD после чего буфера шин адреса и данных МП переводятся в высокоимпедансное состояние, и специальная схема контролера ПДП (на рисунке 6.15 не показана) организует скоростной обмен по укороченным циклам.

В схеме на рисунке 6.15. системный контролер SC выполняет роль буфера данных и формирует сигналы управления для устройств ввода-вывода и памяти. К основным циклам работы МПС относят циклы чтения и записи (рисунок 6.16). В начале каждого цикла формируются сигналы строба SYNC STSTB. Сигналы IOR вырабатываются при чтении информации из устройств ввода-вывода, сигнал MEMR - при чтении информации из ОЗУ. Сигнал DBIN сопровождает переключение шины данных на вход. Сигнал IOW вырабатывается при записи информации в устройство ввода-вывода, MEMW при записи информации в ОЗУ. Сигнал WR означает запись информации. Сигналы IOR, MEMR, IOW, MEMW формируются системным контролером при расшифровке сигналов DBIN и WR.

При адресации к устройствам ввода-вывода принята однобайтовая, поэтому адресуясь к таким устройствам МП дублирует в старшем байте адреса содержание младшего байта.

На рисунке 6.17. представлен вариант включения микропроцессора КМ1821ВМ85 (аналог Intel 8085). Этот процессор выполнен по КМОП-технологии. У него один источник питания. Потребляемая мощность 0,1Вт, увеличенное быстродействие за счет увеличения тактовой частоты и за счет рационализации циклов выполнения команд. Младший байт адреса совмещен (мультиплексирован) с шиной данных. В МП КМ1821ВМ85 встроенный генератор тактов. Для его запуска к выводам X1 и X2 подключается кварцевый резонатор ZQ. Вместо кварцевого резонатора допустимо подключение времязадающих RC-цепей и внешних генераторов тактовых импульсов, цепь R1, C1 и ключ S1 формирует сигнал сброса МП в начальное состояние.

Сигналы на выходах S0 и S1 характеризуют состояние МП (например, 00-режим останова). К выходам CLK (тактовая частота) и RESOUT (начальная установка) могут подключаться входы синхронизации и сброса других устройств МПС. Вход SID и выход SOD - вход и выход последовательных данных соответственно. Старшие A8÷A15 и младшие A0÷A7 разряды адреса фиксируются регистрами D2-D3 типа КР580ИР82 или ИР83 по стробу выдачи адреса ALE. Буфер типа данных D4 двунаправленный типа КР580ВА86/87

направление передачи определяется сигналом RD. Управление устройствами памяти и ввода-вывода производится с помощью трех сигналов: IO/M (ввод-вывод/память), WR (запись) и RD (чтение).

В микросхеме KM1821BM85 пять входов прерываний. Вход INTR аналогичен по функции входу INT МП KP580BM580. Т.е. при получении сигнала INTR считывается с шины данных вектор прерывания выставленный устройством запросившим прерывание.

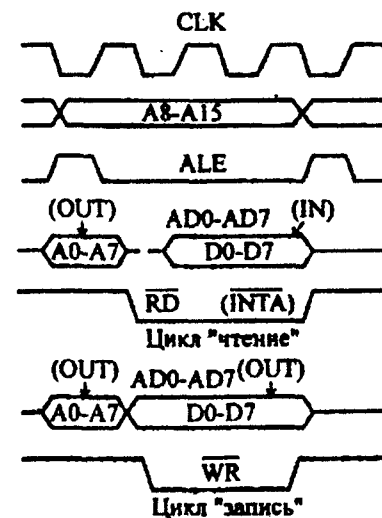
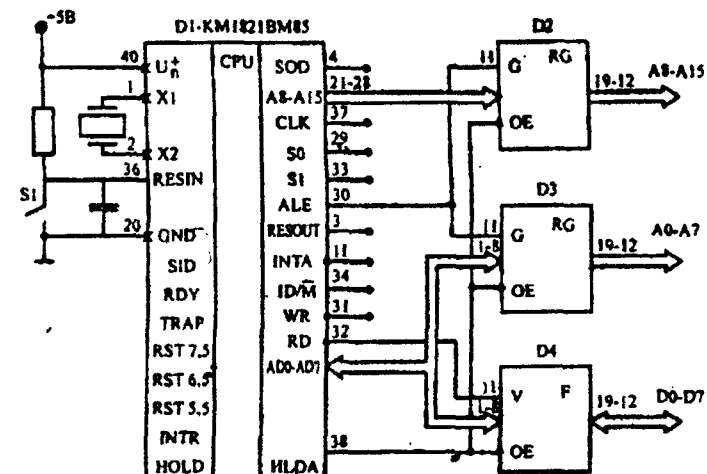


Рисунок 6.17. Схема включения МП типа 1821BM85.

На рисунке 6.18. приведена схема включения 16-ти разрядного МП КР1810ВМ88 (аналог Intel 8088). Обработывая 16-ти разрядные слова, этот процессор имеет 8-разрядную шину данных, поэтому 16-ти разрядное слово приходится передавать побайтно в два цикла. В этой микросхеме имеется встроенный аппаратный умножитель, что значительно повышает скорость обработки данных в целом ряде практических задач. Объем непосредственно адресуемой памяти составляет 1024 Кбайт. Младший байт адреса, как и у МП КМ1821ВМ85, передается по шине данных в режиме разделения времени и стробируется сигналом ALE. В МП КР1810ВМ88 нет встроенного генератора тактов. Для этой цели используется микросхема D1 КР1810ГФ84.

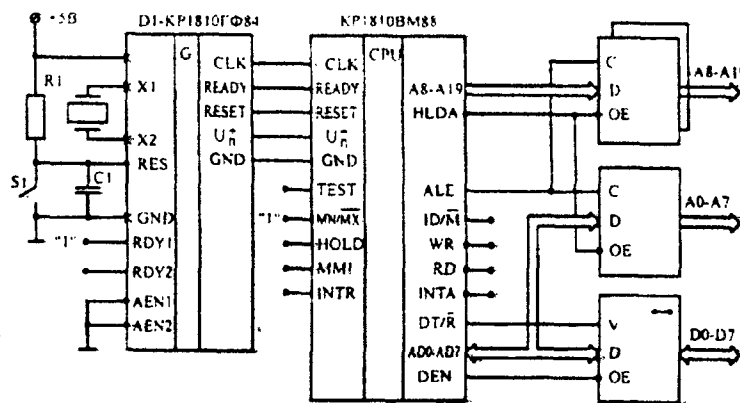


Рисунок 6.18. Схема включения МП.

Микропроцессор КР1810ВМ88 по своей структуре и системе команд в значительной мере схож с микропроцессором 1810ВМ86 более подробное описание которого можно найти, например в работе [17].

Часто ввод и вывод информации в МПС осуществляется с помощью БИС.

На рисунке 6.19. показан вариант организации системы ввода-вывода предложенный в работе [17].

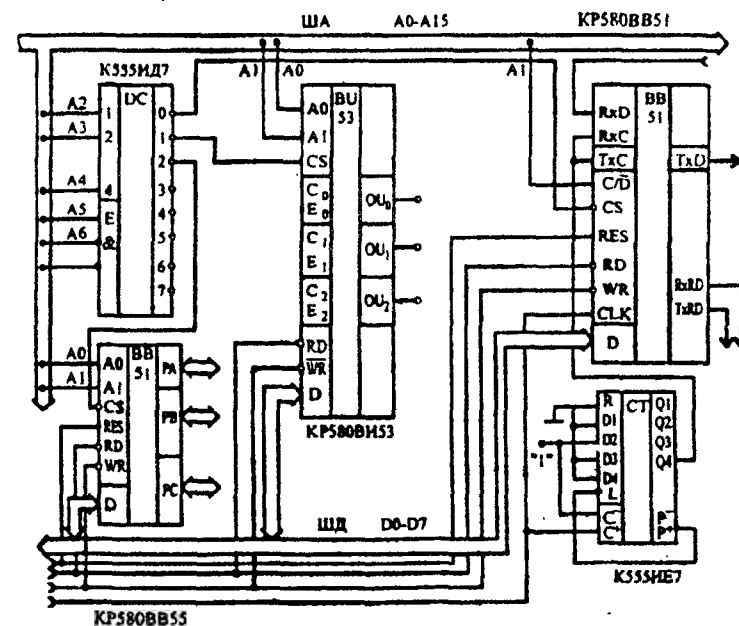


Рисунок 6.19. Организация системы ввода вывода.

На микросхеме KP580BB55 выполнен параллельный периферийный адаптер, позволяющий переключать шину данных МПС на работу с одним из трех портов ввода-вывода PA, PB или PC. Управление адаптером производится программно. После сигнала начальной установки RESET в микросхему KP580BB55 через шину данных записывается управляющая информация, определяющая режим работы каждого из портов (простой ввод/вывод - режим 0, стробируемая однонаправленная передача информации - режим 1, стробируемая двунаправленная передача информации - режим 2). Адресация к портам адаптера осуществляется младшими адресными разрядами AO, A1, при этом сочетаниям 00, 01, 10 соответствуют порты PA, PB, PC. При комбинации 11 производится запись информации с шины данных во внутренний управляющий регистр микросхемы KP580BB55.

Дешифрация старших разрядов устройства ввода-вывода осуществляется с помощью дешифратора K555ИД7. В приведенной на рисунке 6.19. схеме с учетом логики работы дешифратора, портам PA, PB, PC и управляющему регистру параллельного адаптера присвоены адреса: 28H, 29H, 2AH, 2BH. Обычно к портам PA и PB подсоединяют различные источники и приемники информации, например АЦП и ЦАП, а порт PC используется для приема и формирования сигналов, сопровождающих обмен информацией, например для формирования сигналов прерывания.

Более подробно с вопросами организации и программирования адаптера KP580BB85 можно ознакомиться в работе [61].

Программируемый таймер на БИС KP580BI53 служит для отчета времени измерений, для формирования кодов пропорциональных частоте или длительности импульсов, для подсчета количества импульсов (например, частоты пульса, сердечных сокращений, нейронной активности и др.). Таймер содержит три 16-ти разрядных счетчика (0:1:2), работающих на вычитание. Счетчики программируются путем начальной установки, записи произвольного начального числа, определения режимов счета (двоичный, двоично-десятичный). Адресация счетчиков и внутреннего управляющего регистра таймера осуществляется по адресам AO, A1 и по входу CS по кодам адресов 24H, 25H, 26H, 27H. Каждый из счетчиков имеет тактовый вход (C_0 , C_1 , C_2), вход разрешения счета (E_0 , E_1 , E_2) и выход (OU_0 , OU_1 , OU_2). Кодовое состояние счетчиков может быть считано микропроцессором с остановкой и без остановки счета.

Микросхема KP580BB51 представляет собой последовательный периферийный адаптер, позволяющий передавать информацию в синхронном и асинхронном режимах в виде последовательного кода.

В асинхронном режиме каждый блок передаваемой последовательности бит снабжается специальными стартовыми и стоповыми битами, позволяющими определить начало и конец посылки. Первым передается нулевой стартовый бит, далее код информации (до 8 бит), контроля на четность (или нечетность) и единичные стоповые биты длительностью 1; 1.5 или 2 бита. Для работы последовательного адаптера он должен тактироваться по входу CLK, с частотой не менее чем в 4.5 раза в асинхронном режиме и в 30 раз в синхронном режиме превышающей частоту передаваемых или принимаемых битов. Скорость выдачи информации на выход передатчика TxD и скорость приема по входу RxD назначается программно в зависимости от частоты синхрипульсов, подаваемых на входы TxC и RxC. Допустима установка частоты обмена равная частоте Φ' или меньшая этой частоте в 16 или 64 раза. В рассматриваемой схеме скорость передачи равна 9600 бит/с, а синхронизирующие импульсы вырабатываются делителем на 13 (микросхема K556IE7). Естественно, что при организации последовательного канала необходимо иметь два адаптера на приемном и передающем концах настроенных однообразно.

При синхронной передаче кодовые посылки идут друг за другом. При асинхронной передаче кодовые посылки могут чередоваться паузами любой длительности при этом на линии поддержания сигнала единица, а приемник находится в режиме ожидания.

Последовательный адаптер - программно-управляемый через управляющие регистры. Эти регистры подключаются к шине данных при наличии сигнала "1" на входе C/D (команда - данные). Первые управляющие слова подаются после начальной установки по входу RES и назначают общий режим работы адаптера. Последующие команды, подаваемые при C/D = 1 уточняют и изменяют режим управления.

По входам RD и WR устанавливается направление передачи информации из регистров адаптера на шину данных МП или наоборот. В схеме (см. рисунок 6.19.) управляющим регистрам соответствуют адреса 22H и 23H, а регистрам данных 20H или 21H.

Входы RxRD и TxRD - готовность приемника и передатчика могут использоваться МП для получения информации (например, по входам прерывания) о готовности выдать на шину данных или принять с шины данных очередной байт информации. Более подробно о работе и способах программирования таймеров и последовательных адаптеров можно ознакомиться, например, в работе [61].

Классическим примером использования МПС в медицинской технике может служить семейство кардиомониторов достаточно подробно описанных в работе [43].

При проектировании МПС часто встречаются задачи требующие расширения памяти на несколько типовых микросхем, объединяющихся в соответствующие матрицы. При этом производится буферизация шин адресов, данных и управления.

Наращивание емкостной памяти может осуществляться двумя путями:

1. Производится расширение разрядности памяти путем параллельного включения БИС.

2. Производится наращивание числа ячеек памяти, объединяя БИС памяти по входам, выходам и управления, за исключением сигнала выбора кристалла CS, а системы на входе CS определяют какая из микросхем включается в работу. Максимальное число объединяемых, таким образом, БИС определяется допустимой емкостной нагрузкой на выходе микросхемы.

Для обеспечения совместной работы различных типов памяти выпускают БИС ОЗУ и ПЗУ с аналогичными электрическими и конструктивными параметрами.

Пример подключения двух ЗУ по типу наращиваемой емкости памяти для шины микропроцессора ВМ80 приведен на рисунке 6.20 [61].

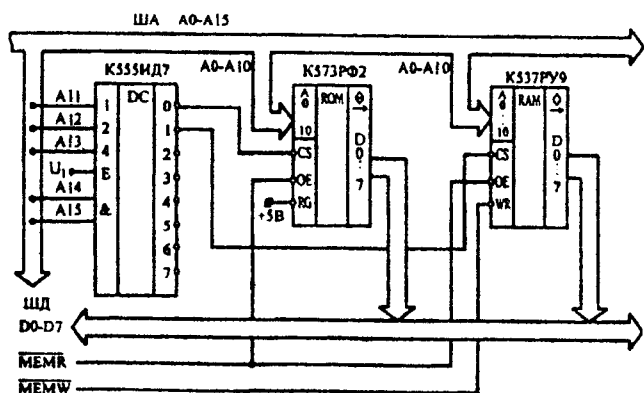


Рисунок 6.20. Схема расширения памяти.

В этой схеме использована микросхема ПЗУ K573РФ2 с ультрафиолетовым стиранием и микросхема статического ОЗУ K537РУ9. Каждая из микросхем способна хранить по 2048 восьмиразрядных слов. Выбор

микросхем для работы осуществляется через входы CS с помощью дешифратора K155ИД7. Выбор микросхемы ПЗУ осуществляется по адресному коду на шинах А11÷А15 00000, а ОЗУ - по коду 00001.

Таким образом, ячейки ПЗУ и ОЗУ в общем адресном пространстве, приведенного на рисунке 6.20 фрагмента микропроцессорной системы будут занимать области 0000Н - 07FFН и 0800Н и 0FFFН соответственно (коды шестнадцатеричные). Выбор нужного слова из ЗУ осуществляется с помощью одиннадцати адресных сигналов А0÷А10.

Перевод микросхем ЗУ в высокоимпедансное состояние осуществляется сигналом MEMR по входам OE (разрешение выхода). Направление передачи в ОЗУ (чтение/запись) определяется сигналом MEMW воздействующими на вход WR. В обычном режиме чтения на вход режима программирования ППЗУ R6 подается напряжение питания (+5В).

В этой схеме объем памяти может быть легко увеличен путем дополнительного включения ОЗУ или ППЗУ так, как это сделано на рисунке 6.20. Отличие во включении будет состоять в том, что входы CS дополнительных ЗУ подключаются к другим выходам дешифратора DC.

6.9. Обмен информацией с ПЭВМ

6.9.1. Системная магистраль ПЭВМ

Для подключения нестандартного оборудования, в частности электронной медицинской аппаратуры, можно использовать как системную магистраль ПЭВМ, так и интерфейсы периферийных устройств.

Развитие системных интерфейсов (СИ) ПЭВМ вызвано необходимостью существенного увеличения операций ввода-вывода и периферийных устройств. В связи с ростом объема интерфейсного оборудования в составе ПЭВМ появилась необходимость ужесточить требования к стандартизации интерфейсов.

При организации СИ ПЭВМ стремятся к минимизации числа шин за счет использования мультиплексирования (разделения во времени). Наиболее часто совмещаются шины адреса и данных. СИ совершенствуется в направлении увеличения шин адреса, числа шин запросов на прерывание и прямого доступа к памяти (ПДП), дополнительных возможностей для расширения номенклатуры периферийных устройств.

Компьютер IBM PC имеет усовершенствованную систему шин с полностью буферизированными для защиты выходными линиями данных и адресов. Шины IBM PC включают шину данных, шину адреса и шину

управления, с помощью которых центральный процессор (ЦП) через печатные проводники и разъемы на генплате может связываться с периферийными устройствами нестандартного оборудования.

Уровни напряжений на системной магистрали совместимы с уровнем схем ТТЛ (0В - нулевой уровень; +5В - единичный уровень). Шина данных - двунаправленная (информация может пойти к ЦП или от него). Несмотря на то, что ЦП IBM PC оперирует с шестнадцатибитовыми командами, технически компьютер является "8-ми битовой машиной". Направление передачи данных указывается сигналом в шине управления. Адресная битовая шина позволяет адресовать свыше одного мегабайта памяти. Шина адреса формирует уникальные адреса памяти или портов ввода-вывода.

На рисунке 6.21 приведена одна из возможных структур системного блока, которая характерна для большинства ПЭВМ типа IBM PC и совместимых с ними. В них используется шинная организация, включающая линии адресов/данных (либо совмещенные, как, например, у МП Intel 8086, либо раздельные, как, например, у МП Intel 80286) и линии управления и синхронизации. На схеме указаны возможные типы зарубежных и отечественных микросхем, которые могут быть использованы при реализации соответствующих устройств. Разрядность шин определяется типом используемых МП. Так например, ПЭВМ IBM PC с МП Intel 8088 использует восьмизрядную двунаправленную шину данных и двенадцатизрядную однонаправленную шину адреса, причем все формируемые адреса A0-A19, прежде чем стать элементами системной магистрали (попасть на соответствующие проводники и контакты разъемов генплаты) проходят через три элемента 74LS373, на выходе которых стоят триггера-защелки с тремя состояниями. Данные из МП буферизуются схемой 74LS245, в которой на выходе стоят 8 приемопередатчиков с тремя состояниями. Кроме этого, ОЗУ, системное ПЗУ контроллеры прерываний прямого доступа к памяти, периферийных интерфейсов тоже могут иметь буферные схемы для их развязки с системной магистралью.

Минимальным адресуемым элементом ОЗУ обычно является байт (8 бит). Широко распространены ПЭВМ с объемом ОЗУ 640 Кбайт, 1 Мбайт, 4 Мбайт и т.д.

Управление работой шин осуществляется посредством контроллера шины, например, 8288, который от центрального процессора принимает управляющие сигналы состояния (S0-S2), декодирует их, определяя тем самым тип цикла шины. Контроллер 8288 вырабатывает сигналы:

MEMR - считывание из памяти;

MEMW - запись в память;

IOR - считывание из порта ввода-вывода;

IOW - запись в порт ввода-вывода;

INTA - сигнал подтверждения прерывания для контроллера прерываний.

Через адресные буферы (LS373) микропроцессор выставляет адрес на системную шину, который под управлением контроллера 8288 защелкивается на первом такте цикла шины.

Через буфер данных (LS245) микропроцессор либо считывает, либо выставляет данные на шину данных. Направлением и размещением передачи управляет контроллер 8288.

Сопроцессор 8087 выполняет три класса операций с семью типами данных:

- двоичные целые - три типа;

- десятичные целые - один тип;

- действительные числа (операции с плавающей точкой) - один тип.

Причем, эти операции сопроцессор 8087 выполняет с большей скоростью, чем центральный процессор.

Микропроцессор при своей работе на адресной шине выставляет адреса для себя и для сопроцессора. Команды считываются с шины данных и поступают и в центральный процессор, и в сопроцессор. Сопроцессор, анализируя коды команд, выбирает те, которые предназначены ему.

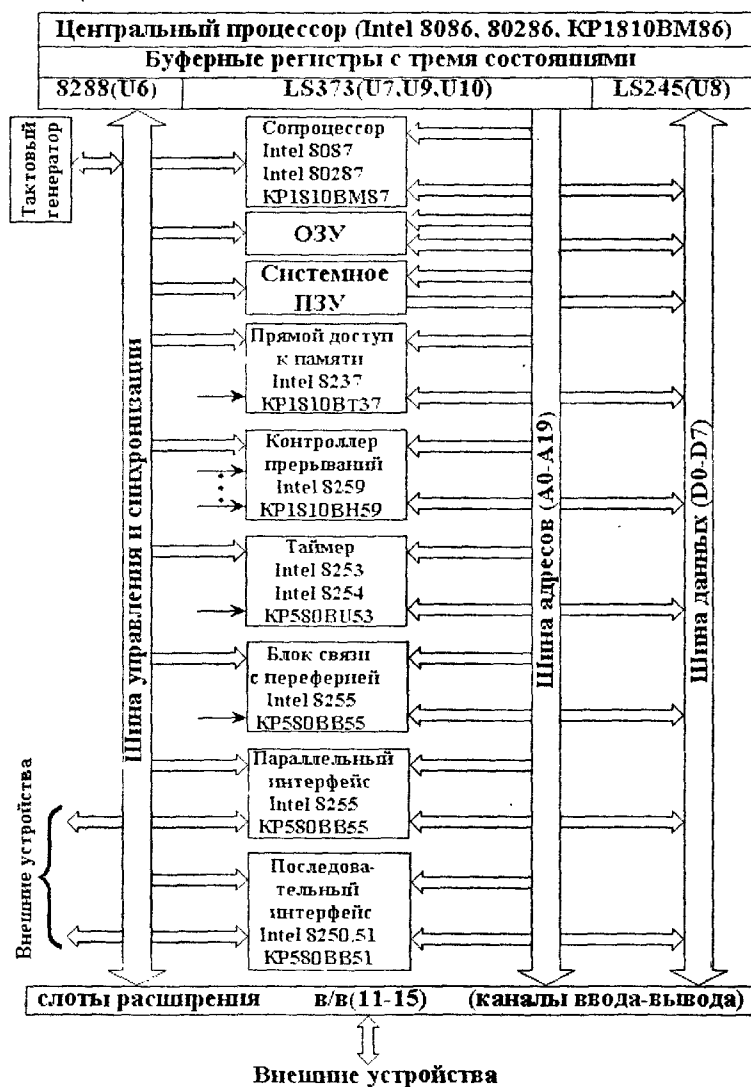


Рисунок 6.21. Структура системного блока ПЭВМ типа IBM PC.

Системное постоянное запоминающее устройство(ПЗУ) выполняет различные функции, в частности хранит различные управляющие программы, например систему BIOS (базовую систему ввода - вывода). Обслуживание запросов на аппаратные прерывания осуществляет контроллер прерываний, обеспечивающий 8 уровней прерываний IRQ0-IRQ7. ПЭВМ типа IBM PC/XT имеет один контроллер прерываний, типа IBM PC/AT - два таких контроллера.

Персональная ЭВМ может иметь один (IBM PC/AT) или два (IBM PC/XT) контроллера прямого доступа к памяти, которые позволяют ускорить процессы обмена данными между ОЗУ и другими устройствами, включая внешние по отношению к ПЭВМ устройства. При включении контроллера ПДП он захватывает системную магистраль и организует обмен без МП. Кроме пересылки данных этот контроллер реализует функцию регенерации памяти, управление работой с накопителями (функции А).

Функции таймера (В) различны по каналам : канал 0 - время суток; канал 1- регенерация памяти; канал 2 - управление динамиком. Для организации связи с периферийным оборудованием используются микросхемы параллельного и последовательного интерфейсов. Их может быть несколько. Например, блок связи с периферией выполняет несколько функций (С) по различным портам: порт 0 связь с клавиатурой; порт 1 - инициализация, диагностика, управление динамиком и клавиатурой; порт 2 - состояние переключателей (информация о конфигурации). В ПЭВМ рассматриваемого класса наиболее часто применяется параллельные интерфейсы типа CENTRONICS и последовательные интерфейсы типа RS232C или RS432C. Кроме того, связь с внешними устройствами может осуществляться через схемы расширения системной магистрали, через специально изготавливаемые электронные платы.

Всего системная шина имеет 62 вывода. Системная шина доступна пяти 62-контактным гнездам ввода/вывода, вмонтированным в системную плату.

При изготовлении контроллеров, управляющих нестандартными для IBM PC устройствами, используются сигналы представленные в таблице 6.4 [62].

Таблица 6.4. Сигналы системной шины ПЭВМ типа IBM PC.

Имя сигнала	Контакт разъема	Назначение
1	2	3
SBHE	C1	Разрешение передачи старшего байта данных. Совместно с младшим разрядом адреса A0 определяет формат данных.
SA19-SA0	A12-A31	Шина адреса(SA0 -младший разряд). Линии используются для адресации памяти(до 1 Мбайта)и устройств ввода/вывода. Сигналы генерируются либо процессором, либо контроллером ПДП.
SD7-SD0	A2-A9	Шина данных(SD0-младший разряд). Линии для передачи данных между процессором, памятью и устройствами ввода/вывода.
IOR	B14	Чтение порта ввода/вывода. Указывает устройству на необходимость выставить свои данные на шину данных. Сигнал вырабатывается процессором или устройством ввода/вывода
IOW	B13	Запись порта ввода/вывода. Указывает устройству на необходимость считывания данных с шины данных. Сигнал вырабатывается процессором или устройством ввода/вывода
MEMR	C9	Чтение памяти. Указывает памяти на необходимость выставить свои данные на шину данных. Сигнал может вырабатываться процессором или контроллером ПДП
MEMW	C10	Запись в память. Указывает памяти на необходимость прочитать данные, выставляемые на шину данных. Сигнал может вырабатываться процессором или контроллером ПДП
IRQ7...IRQ 3	B21-B25	Линии запросов прерываний от адаптеров ввода/вывода.
IRQ2	B4	Эти сигналы сообщают процессору о том, что устройства ввода/вывода требуют обслуживания

1	2	3
DRQ2 DACK3 DRQ3 DACK1 DRQ1 DACK2	B6 B15 B16 B17 B18 B26	DRQ1-DRQ3 – линии запросов на обслуживание каналами прямого доступа памяти (ПДП). Сигнал запроса поддерживается активным, пока не активизируется соответствующая линия подтверждения захвата системной шины каналом ПДП (DACK1-DACK3)
T/C	B27	Конец передачи данных. Прекращение обмена по активному в данный момент каналу ПДП
AEN	A11	Разрешение адреса ПДП. Активизацией этой линии ЦП сигнализирует адаптерам о выполнении системной шиной цикла передачи по каналу ПДП и цикла регенерации ОЗУ. Когда этот сигнал активен, контроллер ПДП получает шину адреса, шину данных и соответствующие линии чтения и записи
ALE	B28	Строб адреса. Сигнал активен в момент выдачи действительного адреса центральным процессором. При отсутствии сигнала AEN шина адреса сохраняет свое состояние
RESET	B2	Сброс по включению электропитания
OSC.CLR	B30, B20	Синхрипульсы
I/O CHRDY	A10	Готовность канала ввода/вывода. Линия используется адаптерами или памятью для удлинения цикла передачи данных по системной шине. Сигнал позволяет подключить к компьютеру устройства с низким быстродействием. Любое медленное устройство должно поддерживать сигнал в активном состоянии до завершения распознавания адреса и выполнения команды чтения или записи, но не дольше 10 циклов OSC

I-O CHK	A1	Ошибка канала ввода. Линия используется адаптерами для сигнализации ЦП об ошибках четности памяти или внешних устройств в канале
REFRESH	B12	ЦП сигнализирует адаптерам о том, что идет цикл регенерации оперативной памяти
GROUND	B1, B10, B31	Схемная "земля"
+5V	B3, B29, B16	Электропитание *5B, *12B
-5V	B5	
+12V	B9	
-12V	B7	

Примечания:

1. Контакты А, В - для ЭВМ типа IBM PC/XT; А, В, С, Д - для IBM PC/AT.
2. Прерывание каналов ввода/вывода:
для IBM PC/XT - IRQ 2, для IBM PC/AT - IRQ 2, IRQ 3 (асинхронный адаптер COM 2), IRQ 4 (асинхронный адаптер COM 1)
3. Знак "-" над именем сигнала означает активность низкого уровня сигнала.

Обмен данными между ПЭВМ и периферийными устройствами может быть программно-управляемым, по прерыванию или с использованием механизмов прямого доступа к памяти (ПДП).

При программно-управляемом обмене осуществляется синхронная и асинхронная передача данных.

Синхронная передача данных предполагает, что при выполнении команд ввода и вывода, встречающихся в программе процессора, периферийное устройство готово к выдаче на шину данных информации, запрашиваемой микропроцессором или готово принять с шины данных информацию, выставляемую микропроцессором.

На рисунке 6.22 представлена схема, с помощью которой могут быть реализованы различные способы обмена. При синхронном выводе информации дешифратор на своём входе получает адрес выбираемого периферийного устройства (ПУ) и на соответствующем выходе (в нашем случае 3) вырабатывает сигнал разрешения записи в регистр R1. По сигналу IOW в регистр R1 производится запись информации с шины данных. Содержимое регистра R1 постоянно передается периферийному устройству.

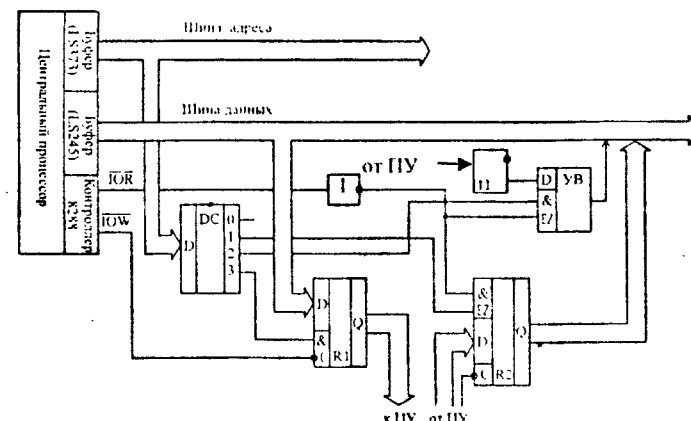


Рисунок 6.22. Схема обмена внешних устройств с ПЭВМ.

При синхронном вводе перед выполнением процессором команды ввода, необходим, чтобы ПУ по сигналу строб приема с записало в регистр R2 информацию, подготовленную для ввода. Второй регистр R2 имеет три состояния и в основном находится в высокоомпедансном состоянии, не влияющем на обменные процессы в шине данных.

Когда центральный процессор своей командой запрашивает искомые данные от ПУ, он на адресной шине выставляет код адреса запрашиваемого источника информации, который расшифровывается дешифратором (вывод I) и при появлении сигнала IOR производится перевод второго регистра из высокоомпедансного состояния в состояние передачи хранимой информации на выход Q и, следовательно, на шину данных.

Триггер T2 и соответствующий управляемый вентиль (UB) используются при асинхронном способе обмена данными.

При асинхронной передаче, прежде чем произвести обмен данными с ПУ, микропроцессор проверяет готовность ПУ к обмену. На рисунке 6.23 приведена блок-схема алгоритма, иллюстрирующая этот процесс.

При асинхронном обмене ПУ должно располагать устройством, в котором фиксируется его готовность к обмену. На рисунке 6.22 таким устройством является триггер готовности ПУ (ТГ), который конструктивно является составной частью периферийного устройства.

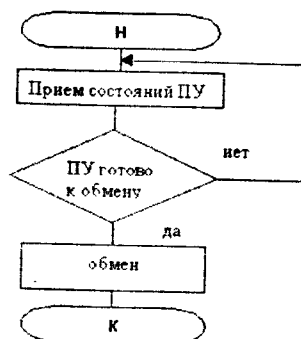


Рисунок 6.23. Блок-схема алгоритма асинхронного обмена.

Если на дешифратор поступает код адреса, соответствующего триггеру готовности (команда чтения содержимого триггера готовности), то на втором выходе дешифратора формируется сигнал логической единицы, который совместно с сигналом IOR выводит управляемый клапан УВ из третьего состояния и подключает выход ТГ к одному из разрядов шины данных. Микропроцессор анализирует это состояние и либо повторяет опрос состояния триггера (ПУ не готово), либо выбирает для чтения регистр R2 используя соответствующую адресацию и сигнал IOR управляя входом &EZ второго регистра.

В обоих рассмотренных режимах обмен данными осуществляется по командам от процессора. В задачах, когда управление обменом инициируется ПУ используется режим передачи данных с прерыванием. В этом случае ПУ формирует для процессора специальный сигнал прерывания, по которому процессор приостанавливает выполнение основной программы и автоматически переходит к программе обслуживания прерывания, после выполнения которой он может вернуться к выполнению основной программы.

6.9.2. Порты ввода-вывода ПЭВМ типа IBM PC

К портам ввода вывода относится совокупность средств, унифицирующих и упрощающих способ взаимодействия микропроцессора с внешней средой. Всем внутренним ресурсам ПЭВМ, кроме памяти, и внешним устройствам (клавиатура, дисковод, контроллеры различных назначений и др.) выделяют свои порты (логические адреса ввода/вывода). Каждый порт имеет свой уникальный адрес, по которому передаются данные между МП и

программно-доступными регистрами устройств окружения МП (внутренние ресурсы) и окружения ПЭВМ (внешние ресурсы). Таким образом, чтобы обратиться к портам IBM PC нужно просто адресоваться к определенной ячейке памяти. Для передачи данных со стороны МП в порт используется команда OUT (в ней задается номер адреса и данные). Команда IN применяется для считывания данных из порта. Так прием кодов с клавиатуры осуществляется через порт 96(60₁₆), управление динамиком через порт 97(61₁₆) и т.д. В некоторых моделях для пересылки данных используется обычная МП команда MOV. В таблице 6.5 приведены адреса портов для различных ресурсов ПЭВМ типа IBM PC/AT. Порты с номерами 0-FF₁₆ используются только системной платой. Номера 100₁₆ - 3FF₁₆ декодируются на шине ввода-вывода для использования различными адаптерами. В скобках указаны шины контроллеров для оригинальных моделей ПЭВМ IBM PC/AT. Подстрочные индексы 16 означают запись в шестнадцатеричном коде.

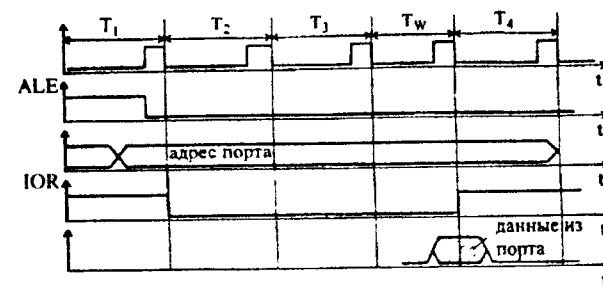
Таблица 6.5. Адреса портов ПЭВМ типа IBM PC/AT.

Адрес	Описание
1	2
000-01F	Порты контроллера прямого доступа в память (ПДП) (контроллер #1,8237,8237A-5)
020 - 03F	Порты контроллера прерываний (8259A)
040 - 05F	Порты таймера (8253-5)(AT:8254.2)
060 - 06F	Порты контроллера клавиатуры (8042)
070 - 07F	Порты реальных часов к CMOS-память с батарейной подпиткой, маска NM1
080 - 09F	Порты режима страниц контроллера ПДП
0A0 - 09F	Порты второго контроллера прерываний #2,8259 (8259A)
0C0 - 0DF	Порты второго контроллера ПДП #2,8237 (8237A-5)
0F0 - 0FF	Порты математического сопроцессора
170 - 177	Порты второго жесткого диска (винчестера)
1F0 - 1F8	Порты жесткого диска (винчестера)
200 - 207	Порты игрового адаптера (джойстика)
278 - 27F	Порты второго параллельного принтера #2 (#3cDMA)
2C0 - 2DF	Порты второго адаптера EGA (EGA#2)
2F8 - 2FF	Порты второго асинхронного адаптера

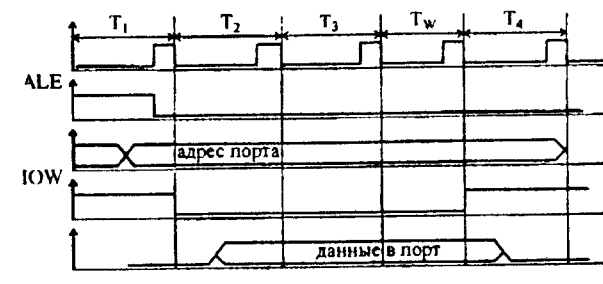
1	2
300 - 31F	Плата прототипа
360 - 36F	Резерв
370 - 377	Порты вторичного контроллера дискет
378 - 37F	Порты первого параллельного принтера #1 (#2 с MDA)
380 - 38F	Порты контроллера синхронной связи #2 (SDLC)
3A0 - 3AF	Порты первого синхронизированного канала #1 (SDLC)
3B0 - 3BF	Порты монохромного адаптера и принтера NI (#1)
3C0 - 3CF	Порты первого адаптера EGA
3D0 - 3DF	Порты CGA и EGA
3F0 - 3F7	Порты контроллера дискет
3F8 - 3FF	Порты первого асинхронного адаптера (#2)

Организуя взаимодействие с портами ввода/вывода. Процессор IBM PC организует специальные циклы считывания из порта ввода/вывода и записи в порт ввода-вывода.

Цикл считывания из порта обеспечивает получение данных из порта, адрес которого в адресном пространстве портов ввода/вывода устанавливается микропроцессором. Цикл считывания из порта занимает пять тактов системной синхронизации и составляет около 1,05 мкс. Временные диаграммы этого цикла представлены на рисунке 6.24, а.



а)



б)

Рисунок 6.24. Циклы обмена через порты ввода-вывода.

В этом цикле сигнал I/O CH RDY поддерживается в активном состоянии, а сигналы MEMR, SA16-SA19, MEMW и JOW в неактивном состоянии. В первом такте формируется сигнал ALE, указывая, что на шине SA0-SA15 формируется действительный адрес порта ввода/вывода. В такте T2 формируется сигнал IOR, сообщающий адресованному порту о необходимости сформировать данные для передачи их процессору. В начале такта T4 процессор принимает данные и снимает сигнал IOR. В этом режиме процессор автоматически формирует дополнительный такт TW, называемый тактом ожидания. Цикл считается завершенным в конце такта T4.

При выполнении команды записи в порт реализуется соответствующий цикл записи в порт ввода/вывода. Этот цикл длится пять тактов в соответствии с временными диаграммами, представленными на рис. 6.24, б.

В этом цикле сигнал I/O CH RDY поддерживается в активном состоянии, а сигнал MEMR, SA16-SA19, MEMW и IOR - в неактивном состоянии. Сигнал ALE сообщает, что выставляется разрешенный адрес порта, а во втором такте

процессор выставляет для адресованного порта данные после сигнала IOW. Цикл заканчивается по концу четвертого такта.

6.9.3. Обмен информацией через стандартные последовательные интерфейсы

Стандартные последовательные каналы обычно должны выполнять следующие функции [16, 17].

1. Различать сигналы адреса между оперативной памятью (ОП) и каналом ввода - вывода, чтобы выбирать адресованную к каналу информацию и определять, к каким регистрам канала производится обращение.

2. По команде «ввод» помещать на системную шину входные данные или информацию о состоянии для передачи их в МП, а по команде «вывод» принимать от МП с системной шины данные или управляющую информацию (в зависимости от того, к какому регистру канала адресуется МП).

3. Вводить или выводить данные к подключенному к ПЭВМ внешнему устройству, преобразуя при этом данные, принятые с системной шины, в последовательный код заданного формата, или наоборот последовательный код в параллельный - при передаче данных в ПЭВМ.

4. Вырабатывает сигнал готовности, когда данные приняты (команда «вывод») или когда данные выставлены на системную шину (команда «ввод»). Этот сигнал сообщают МП о завершении текущего сеанса обмена.

5. Вырабатывать и передавать на входные линии соответствующего контроллера (например, на контроллер прерываний Intel 8259 или KP1810BA59) запросы на прерывание при наличии данных для МП.

6. Воспринимать сигнал сброса со стороны МП и устанавливать себя (возможно и с подключенным внешним устройством) в исходное состояние.

На рисунке 6.25.а показана регистровая структура типового последовательного канала.

В регистре статуса обычно отображается информация о состоянии внешнего устройства, регистр управления иницирует адаптер, в него МП по соответствующей команде программы засылает данные о режиме работы канала. Буферный регистр со сдвиговым регистром обеспечивают преобразование параллельного кода в последовательный и наоборот. При вводе биты по одному передаются в регистр сдвига входных данных. После того, как их число достигает заданного значения (от 5 до 8), соответствующий параллельный код передается в начале в буферный регистр входных данных и

далее через системную шину в МП. При выводе реализуются обратные действия через буферный регистр и регистр сдвига выходных данных.

Последовательный канал может использоваться для передачи между ПЭВМ и различными видами терминалов, включая другие ПЭВМ по различным линиям связи, включая телефонные [17].

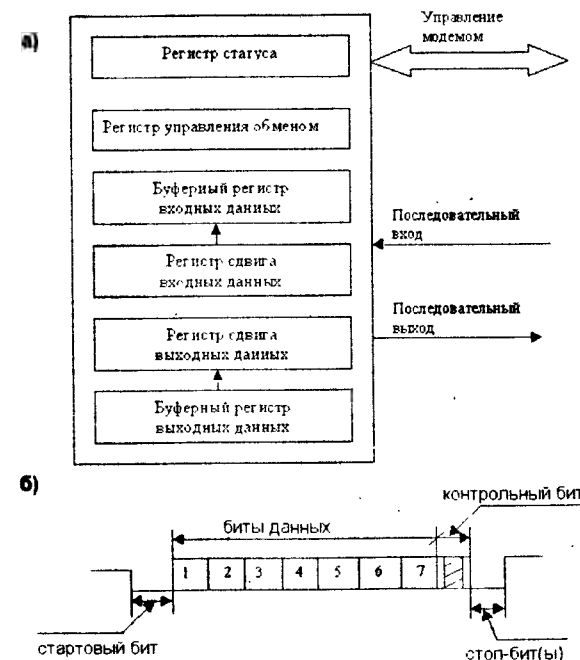


Рисунок 6.24. Циклы обмена через последовательный интерфейс.

Если для входных или выходных сигналов используются различные линии связи, то связь называется дуплексной. Такая система может передавать и принимать данные одновременно. Если на ввод и вывод работает одна линия связи, работающая в режиме разделения времени, то такая связь называется полудуплексной.

Различают два основных вида последовательной связи: асинхронная и синхронная. При синхронной связи в начале каждого сообщения должны идти символы синхронизации и "пустые символы", дополняющие временной

интервал, когда информация не передается. При этом передаваемые символы должны точно размещаться на временной оси, даже если они не несут полезной информации. Синхронная передача быстрее асинхронной, поскольку не требует передачи специальных символов синхронизации.

Последовательные каналы чаще всего используют асинхронный режим передачи. В этом режиме передаваемые символы группируются в битовую последовательность минимальной длины (обычно от 5 до 8 бит) и разделяются между собой специальными двончными битами. Асинхронная передача допускает любые промежутки времени между символами и требует дополнительной передачи сигналов синхронизации. На рисунке 6.25,б показана временная диаграмма работы последовательного канала в режиме асинхронной связи.

Временные интервалы между символами не важны, однако расположение битов в символе строго регламентированы по времени. В исходном состоянии сигнал в линии имеет высокий уровень. В момент начала передачи он переходит в состояние "0", обозначая своим задним фронтом начало стартового бита и начало передачи символа. Далее идет последовательность заданного числа бит символа (совокупность сигналов высокого и низкого уровня). За последним битом данных может идти контрольный бит с проверкой на четкость (этот бит не обязателен) и последними идут один или два стоповых бита. Стоп-биты определяют минимальное время ожидания передачи следующего символа. Для согласованной работы приемника и источника информации в них должны быть установлены одинаковые параметры обмена. Это достигается соответствующими техническими решениями и программными средствами.

Связь по последовательному каналу в ПЭВМ семейства IBM PC осуществляется с помощью микросхем типа Intel 8250, 8251 (отечественные аналоги - КР580ВВ51). Базовые адреса портов последовательного вывода хранятся в начале области переменных системы BIOS(программы начального ввода-вывода, хранимой в системном ПЗУ). Это двухбайтовые слова, причем адрес первого канала COM1 хранится по адресу 0:0400 ПЗУ, адрес второго канала COM2 - по адресу 0:0402, адрес третьего канала COM3 - по адресу 0:0404, адрес четвертого канала - 0:0406 ПЗУ. Практически для всех ПЭВМ рассматриваемого класса последовательный порт COM1 имеет базовый адрес 3F8₁₆, а COM2 - 2F8₁₆.

Адаптер Intel 8250 содержит семь восьмиразрядных программнодоступных регистров, адресация и назначение которых определены в таблице 6.6.

Примечание :

1. х - установка не играет роли.

2. Содержимое седьмого бита регистра управления обменом 3F8₁₆ (2F8₁₆) и 3F9₁₆ (2F9₁₆) поменяет функции регистров с адресами: 3F8₁₆(2F8₁₆) и 3F9₁₆ (2F9₁₆) по правилам, указанным в таблице 6.6.

Таким образом, базовый адрес порта может быть определен путем чтения переменной BIOS из ПЗУ. Адрес любого другого регистра этого порта может быть определен добавлением нужного смещения.

Ниже приводится фрагмент программы (пример 6.1), записанной на языке АССЕМБЛЕР, иллюстрирующий варианты вычисления адресов портов канала COM1 и обращения к ним в режимах записи и чтения.

Таблица 6.6. Адресация регистров адаптера Intel 8250.

Порт и адрес регистра		Значение бита N7 регистра управления обменом	Функции регистра канала
COM 1	COM2		
3F8 ₁₆	2F8 ₁₆	0	При работе на вывод (запись) выполняет функции регистра выходного слова для организации дальнейшей передачи его в канал связи. При работе на ввод (чтение) выполняет функции регистра входного слова, преобразованного в параллельный 8-разрядный код, готовый к передаче на системную магистраль
3F8 ₁₆	2F8 ₁₆	1	Младший байт регистра установки скорости обмена
3F9 ₁₆	2F9 ₁₆	1	Старший байт регистра установки скорости обмена
3F9 ₁₆	2F9 ₁₆	0	Регистр разрешения прерывания, работающий только на запись

3FA ₁₆	2FA ₁₆	x	Регистр определения типа прерывания
3FB ₁₆	2FB ₁₆	x	Регистр управления обменом
3FC ₁₆	2FC ₁₆	x	Регистр управления модемом, работающий только на запись
3FD ₁₆	2FD ₁₆	x	Регистр статуса обмена, работающий только на чтение
3FE ₁₆	2FE ₁₆	x	Регистр статуса модема, работающий только на чтение

Пример 6.1.

SUB AX,AX: вычитанием AX-AX в аккумулятор AX записывается число ноль.

MOV ES,AX: в регистр экстракодového сегмента записывается ноль.

MOV DX,ES: [400H]: в регистр данных МП записывается адрес базового порта COM1 из ПЗУ по адресу 0:0400 системы BIOS. здесь ES префикс замены, указывающий, что второй операнд находится в сегменте ES, а квадратные скобки говорят о том, что значение надо взять по адресу из байта со смещением 400H в сегменте ES.

INC DX: в регистре DX адрес 3F9₁₆=3F8₁₆+1, т.е. адрес второго регистра порта.

INC DX: в регистре DX адрес 3FA₁₆, т.е. адрес регистра определения типа прерывания.

ADD DX,3: в регистре DX адрес 3FD₁₆, т.е. адрес регистра статуса обмена.

IN AL,DX: чтение из канала состояния регистра статуса в аккумулятор МП.

MOV AL,AH: если предположить, что в регистре AH сформирован код для передачи в регистр управления обменом, то этот код передается в регистр AL.

SUB DX,2: в регистре DX адрес 3FD₁₆-2=3FB₁₆, т.е. адрес управления обменом.

OUT DX,AL: символ из AL посылается в регистр управления обменом канала COM1.

Прежде чем использовать порт для передачи данных, необходимо задать параметры его работы путем инициализации канала, для чего необходимо осуществить следующее:

1. В регистре управления обменом по адресу 3FB₁₆(2FB₁₆) необходимо установить код единицы в седьмом разряде.

2. Задать скорость обмена информацией. Она определяется такими числами: 110 бит/сек (бод) – 1040 (410₁₆); 150 бод – 768 (300₁₆); 300 бод – 384 (180₁₆); 600 бод – 192 (C0₁₆); 1200 бод – 96 (60₁₆); 2400 бод – 48 (30₁₆); 4800 бод – 24 (18₁₆); 9600 бод – 12 (C₁₆).

Старший байт числа посылается в порт 3F9₁₆ (2F9₁₆), а младший – 3F9₁₆ (2F9₁₆).

3. Установить биты регистра управления обменом 3FB₁₆(2FB₁₆) в соответствии с требуемыми режимами управления. Биты с номерами 0,1 определяют длину передаваемой порции информации

00 – 5 бит

01 – 6 бит

10 – 7 бит

11 – 8 бит

Бит с номером 2 определяет число стоп-битов: 0 – 1бит; 1 – 2бита. Биты 4 и 3 определяют способ контроля данных: X0 – отсутствие проверки, где X – любое значение; 01 – проверка на нечетность; 11 – проверка на четность. Бит с номером 5 определяет способ контроля четности: 1 всегда назначает биту четности значение 0, если биты с номерами 3 и 4 в единице и значение 1, если бит 3 в единице, а бит 4 в нуле. Бит с номером 6 определяет установку перерыва в передаче данных путем вывода строки нулей в качестве сигнала от источника: 1 – установка перерыва; 0 – отмена перерыва. Бит с номером 7 производит изменение адресов портов некоторых регистров по правилам, определенным таблицей 6.5. Биты 5 и 6 этого регистра обычно сброшены в ноль.

4. Если при обмене прерывания не используются, то регистр разрешения прерывания 3F9₁₆ (2F9₁₆) должен быть сброшен. Для получения доступа к нему 7 разряд регистра управления обменом предварительно переводится в состояние ноль. При этом в регистр определения типа прерывания можно ничего не записывать.

5. Если при обмене данными используется режим прерывания, то требуется определенная установка битов регистра разрешения прерывания 3F9₁₆ (2F9₁₆), при этом предварительно устанавливается в состояние "0" седьмой разряд регистра управления обменом. Бит с номером 0 устанавливается в состояние "единица" для активизации прерывания при приеме данных. Бит с номером 1 устанавливается в состояние "единица" для вызова прерывания.

когда регистр для передачи выходного слова свободен. Бит с номером 2 устанавливается в состояние "единица" для вызова прерывания при изменении состояний в регистре статуса модема. Остальные биты этого регистра не используются. Когда в процессе обмена возникает одна из рассмотренных ситуаций, вызывающих прерывание, возникает аппаратное прерывание (появляется сигнал на входах IRQ3 или IRQ4 микросхемы Intel 8259) и далее управление передается на программу обработки прерываний с векторами прерываний B_{16} или C_{16} .

При реализации прерываний задействован регистр определения типа прерывания $3FA_{16}$ ($2FA_{16}$). Бит 0 этого регистра устанавливается в состояние единица при наличии прерывания. Биты 1 и 2 этого регистра определяют собственно тип прерывания:

- 00 - изменение в регистре статуса модема;
- 01 - регистр выходного слова для передачи свободен;
- 10 - получены данные в регистр входного слова для приема;
- 11 - поступило условие перерыва в передаче, либо ошибка приема.

Программный анализ состояний этого регистра позволяет составлять различные варианты обработки прерываний в зависимости от их типа.

6. Задать начальные параметры регистров модема, если связь осуществляется через телефонные линии.

Рассмотрим возможный вариант фрагмента программы на языке Ассемблер, производящий инициализацию порта COM1 при следующих начальных параметрах: скорость обмена - 300 бод; длина передаваемого слова - 7 бит; число стоп битов - 1, проверка на четность отсутствует, перерыва в передаче данных не предусматривается; прерывания не используются; связь не модемная.

Задание требуемой скорости обмена осуществляется записью числа 180_{16} в порты $3F9_{16}$ (старший разряд) и $3F8_{16}$ (младший разряд). В регистр управления обменом в начале записывается двоичный код 01000010 или, в шестнадцатеричной системе счисления, 42_{16} (единица в 7-ой разряд). Перед сбросом в ноль регистра разрешения прерывания в регистр управления обменом следует записать код 00000010 (ноль в седьмой разряд для переключения регистра, в шестнадцатеричной системе счисления 2_{16}).

Вариант текста программы представлен примером 6.2.

Пример 6.2

```
SUB AX,AX      :ноль в аккумулятор AX
MOV ES,AX      :ноль в регистр экстракодového сегмента
MOV DX,ES:[400H]; базовый адрес порта COM1 в регистр данных DX
```

```
MOV AL,42H     :код 01000010(4216) в AL
ADD DX,3H      :в регистре данных DX адрес 3FB16
OUT DX,AL      :код 01000010 в регистр 3FB16 канала COM1
MOV AX,180H    :код 18016 в аккумулятор AX
SUB DX,3H      :в DX адрес 3F816
OUT DX,AL      :младший байт числа 18016 в порт 3FB16
INC DX         :в DX адрес 3F916
OUT DX,AX      :старший байт числа 18016 в порт 3F916
ADD DX,2H      :в DX адрес 3FB16
MOV AL,2H      :в AL код 00000010
OUT DX,AL      :код 00000010 в регистр 3FB16 (задан режим
```

управления).

В процессе работы с адаптером в программах обработки обменом данных обычно постоянно анализируют регистр статуса $3FD_{16}$ ($2FD_{16}$). Если в разрядах этого регистра записаны единицы, то это означает: бит 0-получены данные; бит 1-полученные данные перезаписаны (предыдущая порция вовремя не считана); бит 2-ошибка при контроле на четность; бит 3-ошибка из-за нарушения синхронизации; бит 4-получен сигнал, указывающий, что противоположный объект запрашивает конец передачи; бит 5-регистр выходного слова для передачи свободен; бит 6-регистр сдвига данных для передачи пуст; бит 7-объект не связан с машиной.

Для проверки правильности работы аппаратуры и имитации обмена допускается присоединение выходов микросхемы 8250 на ее вход.

Рассмотрим режимы работы последовательного канала на передачу, прием и по прерываниям, при этом будем предполагать, что адаптер уже инициализирован и 7-й разряд порта $3FB_{16}$ в состоянии 0.

Программа передачи данных в коммуникационный адаптер должна выполнять следующие:

1. Получить из порта $3FD_{16}$ ($2FD_{16}$) байт статуса.
2. Проверить байт статуса на наличие ошибок, и если они обнаружены, то переходить к соответствующей их обработке (наличие ошибок отражается в битах 1,2,3,4).
3. Проверить бит 5 регистра статуса на возможность передачи данных.
4. Если данные могут быть переданы, перейти к пункту 5, если нет (ноль в бите 5 регистра статуса)-повторять операции п.п. 1-3.
5. Создать и записать данные в порт $3F8_{16}$ ($2F8_{16}$), например, путем пересылки очередного символа из буфера.

Рассмотрим фрагмент программы на языке Ассемблера, иллюстрирующей реализацию передачи данных через адаптер COM2, при условии, что адрес передаваемых данных хранится в регистре BX микропроцессора, адрес регистров адаптера в регистре DX микропроцессора (пример 6.3).

Пример 6.3

SUB AX,AX : ноль в аккумуляторе AX;
 MOV ES,AX : ноль в регистре ES;
 MOV DX,ES:[402H]; базовый адрес порта COM в DX;
 AAD DX,5H : в DX адрес $2FD_{16}$ (регистр статуса);
 B: IN AL,DX : содержание регистра статуса в AL.

Здесь следует фрагмент программы проверки битов 1,2,3,4 регистра AL на наличие ошибок и организация обработки этих ошибок. Если ошибок нет, то программа выполняется дальше

TEST AL,20H : делается анализ бита в 5-м разряде статуса;
 JZ : B ; если в 5-м разряде 0, переход к метке B;
 MOV AL,[BX] : если в 5-м разряде 1, то в AL
 пересылается передаваемый символ, выбранный по
 адресу BX;
 SUB DX,5H : в DX адрес $2F8_{16}$ (регистр выходного слова);
 OUT DX,AL : содержимое AL передается в выходной регистр.

После передачи слова в выходной регистр адаптер преобразует его в последовательный код в соответствии с диаграммой (см. рис.6.24, б).

Программа приема данных после инициализации адаптера и установления связи должна выполнять следующее:

1. Получить из порта $3FD_{16}$ ($2FD_{16}$) байт статуса.
2. Проверить байт статуса на наличие ошибок и, при необходимости обработать их.
3. Проверять бит 0 регистра статуса на возможность приема данных.
4. Если данные могут быть приняты переходить к п.5, если нет - повторять п.п.1-3.
5. Читать данные из порта $3F8_{16}$ ($2F8_{16}$) и обрабатывать их (например, записывать очередной символ в буфер или в определенные ячейки оперативной памяти).

Режимы приема и передачи сильно взаимосвязаны [16]. Принимающий объект может посылать сигнал XOFF (ASCII - код 19) для временной приостановки быстро поступающих данных (если они не успевают обрабатываться). Далее может быть выработан сигнал XON (ASCII - код 17), указывающий передающему объекту на возможность возобновления передачи данных.

Работа через прерывания позволяет программе обращать внимание на коммуникационный адаптер только тогда, когда активизируется соответствующий режим (прием-передача или обработка ошибок) [16]. Любые допустимые типы прерываний могут быть разрешены одновременно. Процедура обработки прерываний определяется путем анализа содержимого регистра $3FA_{16}$ ($2FA_{16}$). Различные прерывания имеют следующие приоритеты:

1. Ошибка или перерыв (сброс путем чтения содержимого регистра статуса обмена).
2. Получение данных (сброс путем чтения информации из регистра входного слова).
3. Свободен регистр выходного слова (сброс путем записи данных в этот регистр)
4. Изменение статуса модема (сброс после чтения регистра статуса модема).

В скобках указаны условия сброса разрядов регистра $3FA_{16}$ ($2FA_{16}$), когда он готовится к восприятию новых ситуаций. До этого удерживается состояние "старой" ситуации.

Для определения вектора коммуникационного прерывания необходимо:

1. Установить точку входа в программу обработки прерывания (для COM 1 и IBM PC/XT в регистры МП DS:DX заносятся "сегмент: смещение" точки входа, в AL, AH передаются значения B_{16} , 25_{16} и вызывается прерывание 21_{16}).
2. Установить нужные биты в регистре разрешения прерываний (порт $3F9_{16}$ или $2F9_{16}$).

Программа обработки прерывания может включать:

- буфер (возможно циклический) для символов;
- средства анализа состояний адаптера (работа на передачу или прием);
- средства приема и передачи данных;

- средства проверки возникновения нескольких прерываний по различным признакам.

В конце программы должен стоять код завершения аппаратного прерывания (MOV AL,20H и OUT 20H,AL).

Любое аппаратное прерывание может быть программно замаскировано.

Физическое соединение приемо-передатчиков через последовательный интерфейс типа C2 (RS232C) рекомендуется выполнять через 25-ти контактные разъемы.

В таблице 6.7 приведены шины сопряжения интерфейса RS 232C.

На практике для ЭВМ типа IBM PC широко применяют три вида подключений интерфейсов типа RS232C.

Схема соединений с подключением только линий данных и питания показана на рисунке 6.26.а.

При этом способе связи запрос на передачу RTS сразу возвращается ответом готовности приемника CTS соединением выхода на вход в самом разьеме. На сигнал готовность передатчика DSR через связи разьема возвращаются сигналы готовность приемника DTR и контроля приема DCR.

Временные диаграммы сигналов при этом способе соединений на передачу с учетом работы программы обслуживания канала по примеру 6.3. приведены на рисунке 6.26.б.

Таблица 6.7. Шины сопряжения интерфейса RS232C.

Тип размера		Номер шины	Имя сигнала	Назначение
9 кон- тактов	25 кон- тактов			
	1	101	GND	Корпус
3	2	103	TXD	Передаваемые данные
2	3	104	RXD	Получаемые данные
7	4	105	RTS	Запрос на передачу
8	5	106	CTS	Готовность приемника к передаче
6	6	107	DSR	Готовность передатчика (компьютера)
5	7	102	SG	Сигнальное заземление
1	8	109	DCR	Контроль приема
4	20	108.2	DTR	Готовность приемника
9	22	125	RI	Кольцевой индикатор вызова

Здесь реализуются следующие такты работы:

1. Начало программы обслуживания канала. Подготовка регистров (для примера 1.3 - три первых команды);

2. Чтение регистра статуса (пример 1.3 две следующие команды);

3. Анализ битов ошибки (при таком способе соединений можно не проводить, поскольку все подтверждения заранее скоммутированы перемычками разьема);

4. Проверка 5-го разряда регистра статуса;

5. Передача данных в регистр выходных данных адаптера;

6. Передача данных в регистр сдвига выходных данных и инициализация обмена;

7. Стартовый бит передаваемого символа;

8. Передаваемые символы;

9. Стоповый бит;

10. Работа ПЭВМ по выполнению других программ.

Работа на прием осуществляется аналогично, но анализируется нулевой бит регистра 3FD₁₆(2FD₁₆).

Схема соединений с подключением питания, линий данных и сигналов запроса на передачу (RTS), готовности приемника к передаче CTS приведена на рисунке 6.26.в.

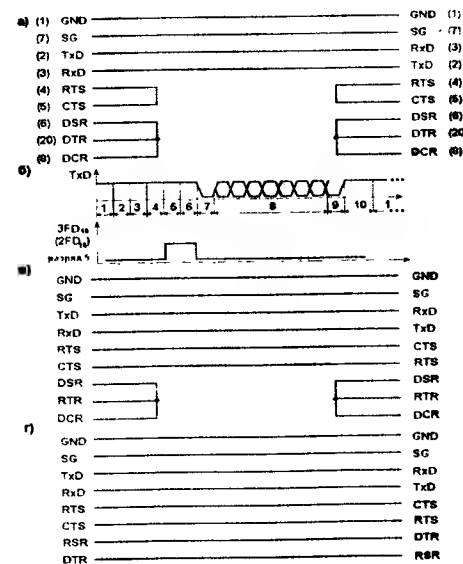


Рисунок 6.26. Схемы подключений аппаратуры к последовательному интерфейсу.

Временные диаграммы передачи данных при таком соединении похожи на временные диаграммы (см. рисунок 6.26,б). Дополнительно источник, подготовивший данные, перед их передачей выставляет сигнал RTS и ждет ответа CTS. Полученный ответ участвует в формировании содержимого регистра статуса, которое может быть проанализировано программой, определяющей дальнейшие взаимодействия с каналом и (или) с другим устройством. Если программа принимает решение о передаче данных, они передаются как и в предыдущем случае на линию связи.

Сигнал запроса на передачу RTS может быть использован в режиме работы по прерыванию. По этому сигналу приемник (при соответствующей настройке регистров адаптера отвечающих за прерывание) перейдет в режим прерывания, и далее будут выполняться действия, предписанные программой прерывания. На рис.6.26, г показана более полная схема соединений при которой у программистов имеются более широкие возможности по анализу и управлению ситуациями, возникающими при обмене (анализ регистров статуса и прерываний). Отечественные ЭВМ при передаче используют высокий уровень напряжения (+12В).

6.9.4. Обмен информацией через стандартные параллельные интерфейсы ввода - вывода типа Centronix

Параллельные интерфейсы типа centronix (ИРПР-М) предназначены для радиального локального подключения устройств ввода-вывода общего и специального назначения с параллельной передачей информации. Типовая регистровая структура параллельного канала приведена на рисунке 6.27,а.

В режиме вывода, данные из системной шины МП через параллельный канал, передаются в периферийное устройство. При этом данные вначале записываются в буферный регистр выходных данных. Затем канал выдает в периферийное устройство сигнал готовности выходных данных и выставляет выходные данные на передающую линию. Если ПУ готово к приему данных, оно записывает данные в свой буферный регистр и возвращает в контроллер сигнал подтверждения. При вводе производится обратный порядок действий. В этом случае ПУ выставляет данные на свою выходную шину и сигнализирует установкой готовности. Канал загружает их во входной буферный регистр и выработывает сигнал на линии подтверждения. После этого ПУ сбрасывает сигналы данных и готовности. Канал передает принятые от ПУ данные в системную шину. При вводе и выводе может быть установлен режим работы по прерываниям. При вводе этот запрос формируется, когда буфер выходных данных в канале свободен для приема информации.

В регистре статуса отображается информация о состоянии периферийного устройства. Регистр управления инициирует работу канала. В него МП по соответствующей команде программы засылает информацию, задающую режим работы канала.

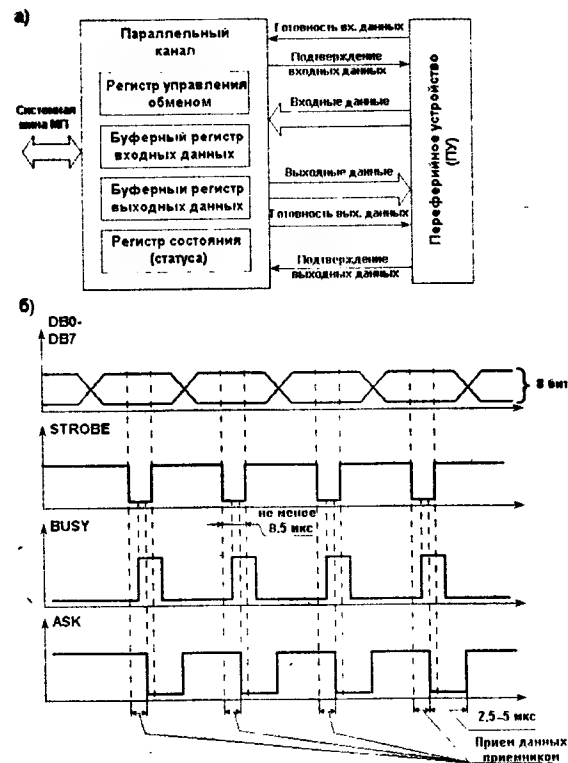


Рисунок 6.27. Схема обмена через параллельный интерфейс.

Рассмотрим временную диаграмму работы широко распространенного канала типа Centronics (рисунок 6.27,б). Сигналы канала асинхронны. Обмен данными осуществляется по сигналу STROBE, который сопровождает данные от ПЭВМ к ПУ. Когда ПУ заканчивает прием данных, оно выставляет сигнал ASK (подтверждение). В режиме запрос - ответ может быть использован сигнал BUSY, который сигнализирует о готовности ПУ к работе с ПЭВМ (работа с сигналом BUSY не обязательна).

Переход сигнала ASK с высокого уровня на низкий означает завершение приема данных от источника. Низкий уровень сигнала ASK сохраняет от 2,5 до 5мкс. Высокий уровень сигнала BUSY означает, что приемник не готов к приему данных.

После того, как данные выставлены на шине, источник вырабатывает сигнал STROBE, сообщая приемнику о том, что данные выставлены. Когда приемник начинает прием в свой буферный регистр, он выставляет сигнал, что он занят (BUSY) и держит его, пока приемник не завершит прием и не освободит свой буфер. Когда прием данных в буферный регистр завершается, вырабатывается задний фронт сигнала ASK. Сигнал ASK держится в низком состоянии в интервале от 2,5 до 5 мкс. Низкий уровень сигнала ASK означает, что данные приняты в буфер приемника, а его высокий уровень сообщает, что приемник готов к дальнейшей работе. Далее, если передача данных продолжается, вновь вырабатывается сигнал STROBE и процесс передачи данных продолжается.

Интерфейс Centronix может использовать и другие управляющие сигналы. В таблице 6.8 представлен их полный перечень с указанием номеров соединительного разъема.

Таблица 6.8. Управляющие сигналы интерфейса CENTRONIX.

Имя сигнала		Контакт разъема centronix	Направление передачи	Назначение и характер сигнала
Международное	Русское			
1	2	3	4	5
STROBE	стр	1	от И к П	Синхронизирующий сигнал низкого уровня длительностью не менее 0,5мкс
D0+D7	D1-D8	2-9	в основном от И к П	Высокому уровню соответствует логическая единица
ASK	ПТВ	10	от П к И	Переход от высокого уровня к низкому означает завершение приема данных. Продолжительность низкого уровня готовности от 2,5 до 5мкс

1	2	3	4	5
BUSY*	ЗАН	11	от П к И	Низкий уровень означает готовность приемника принять данные. Приемник занят при вводе данных, состоянии ошибки или заполненного буфера
SLCT*	выбор	13	от И к П	Высокий уровень означает: приемник выбран (подключен) и может работать
INIT*	СБР	16	от И к П	Перевод приемника в исходное состояние низким уровнем сигнала
ERROR*	ош	15	от П к И	Низкий уровень устанавливается при отказе приемника
PE*	КБМ	12	от П к И	Сигнал принтера. Высокий уровень означает, что кончилась бумага
SLCTIN	ГП	17	от П к И	Готовность приемника. Ввод данных возможен, когда уровень сигнала низкий. В приемниках устанавливается переключателем
PUTOFD	АПС	14	от И к П	Сигнал принтера. Если этот сигнал имеет низкий уровень, бумага автоматически подается на одну строку вперед после печати. Устанавливается с помощью переключателя на принтере
STAT*	C1-C8			Регистр статуса
GROUND	ОВ	19-25		Общий вывод (нуль)

Примечания

* - сигнал не обязателен.

"-" - активность сигнала при его низком уровне или реакции на задний фронт.

Связь с параллельным каналом в ПЭВМ семейства IBM PC осуществляется с помощью микросхемы типа Intel 8255 (отечественный аналог КР580ВВ55). Базовые адреса портов параллельного вывода хранятся в системном ПЗУ в области переменных системы BIOS (программы начального ввода - вывода). Адреса представляют собой двухбайтовые слова, причем базовый адрес первого устройства (параллельного порта) LPT1 хранится по адресу 0:0408 ПЗУ, базовый адрес второго порта LPT2 - по адресу 0:040A, третьего порта LPT3 - по адресу 0:040C, четвертого порта LPT4 - по адресу 0:040E. Базовые адреса определяют номера портов входных данных соответствующего канала.

Адрес порта статуса соответствующего канала ПЗУ на единицу больше, чем базовый адрес. Адрес порта управления - на единицу больше, чем адрес порта статуса канала.

Таким образом, базовый адрес порта может быть определен путем чтения переменной BIOS из ПЗУ, а адрес портов статуса и управления - путем добавления соответствующего смещения.

Ниже приводится фрагмент программы (пример 6.4.), записанной на языке Ассемблера, иллюстрирующей варианты вычисления адресов портов параллельного канала на примере канала LPT1 и обращения к ним в режим записи и чтения.

Для управления работой канала биты регистра управления должны быть установлены в соответствии с требованиями решаемой задачи. При этом бит 0 используют для формирования стробирующего сигнала при выводе данных, для чего он программно, кратковременно устанавливается в состояние 1: установка бита 1 в единицу означает автоматический перевод строки после возврата каретки; установка бита 2 в состояние 0 инициализирует порт принтера; бит 3 в состоянии 0 отменяет выбор принтера; бит 4 управляет разрешением прерывания от приемника, состояние 0 - прерывание приемника запрещено, состояние 1 - разрешено. Биты 5...7 не используются.

Пример 6.4.

SUB AX,AX ;Вычитанием AX - AX обеспечивается запись в AX
ноля.
MOV ES,AX ;В регистр экстракодového сегмента записывается
ноль.
MOV DX,ES:[408H] ; В регистр данных DX записывается адрес базового
порта LPT1 из ПЗУ по адресу 0:0408 системы BIOS,

здесь ES префикс замены, указывающий, что второй операнд находится в сегменте ES, а квадратные скобки указывают, что значение берется по адресу из байта со смещением 408H в сегменте ES.

INC DX	:В регистре DX адрес порта статуса.
INC DX	:В регистре DX адрес порта управления.
SUB DX,1	:В регистре DX адрес порта статуса.
IN AL,DX	:Чтение из канала содержимого регистра статуса и передача его в регистр AL.
INC DX	:В регистре DX адрес порта управления.
OUT DX,AH;	Символ из AH посылается в регистр управления канала LPT1.

Обычно параллельный порт используют для подключения принтера, поэтому в описании разрядов регистра управления рассматриваются сигналы управления принтером, однако эти сигналы можно использовать и для управления другими периферийными устройствами.

Рассмотрим фрагмент программы на языке Ассемблера, позволяющий обеспечить режим прерывания от периферийного устройства, подключенного к порту LPT2. По условию в этой программе в регистр управления надо записать код 00001000 или в шестнадцатичной системе 816 (пример 6.5.).

Пример 6.5.

SUB AX,AX	:ноль в аккумулятор AX.	-
MOV ES,AX	:ноль в регистр экстракодového сегмента.	
MOV DX,ES:[40AH]	:базовый адрес порта LPT2 в DX	
ADD DX,2H	:в DX адрес регистра управления порта LPT2	
MOV AL,8H	:код 00001000 в регистре AL	
OUT DX,AL	:код 00001000 в регистре управления порта LPT2.	

Если регистром управления разрешено прерывание от приемника, то сигнал подтверждения приема символа (бит 6 регистра статуса) будет запускать выполнение программы прерывания, которая вызывается через вектор F16.

Для оценки состояния периферийного устройства (с целью принятия соответствующих программных действий) в программах, обслуживающих обмен через параллельные каналы, предусматривают анализ регистра статуса, биты которого распределены следующим образом: биты 0...2 - не используются; бит 3-0 - "ошибка принтера"; бит 4-0 - принтер не связан с машиной; 1 - принтер связан с машиной; бит 5-0 - бумага вставлена, 1 - бумага не вставлена;

бит 6-0 - подтверждение приема символа (устанавливается под воздействием сигнала ASK линии связи); бит 7-0 - принтер занят. 1 - принтер свободен (устанавливается под воздействием сигнала BUSY линии связи).

Регистр статуса может быть использован для анализа состояния и других периферийных устройств.

При работе программ обмена с параллельными каналами программа организуется так, что она постоянно обращается к биту 7 регистра статуса, чтобы узнать, можно ли передавать очередной байт. Предварительно этот байт записывается в выходном регистре канала и через регистр управления (бит 0) формируется короткий стробирующий импульс. После того, как байт послан, программа ожидает наличия сигнала готовности принтера для передачи следующего байта. Подтверждающий сигнал выражается не только изменением бита 7 регистра статуса, но и бита 6 этого же регистра, который на короткое время сбрасывается в состояние 0. Этот процесс происходит в соответствии с рассмотренной выше временной диаграммой (рисунок 6.27.6).

Организацию передачи данных параллельным каналом рассмотрим на примере программы управления принтером, подключенным к каналу LPT1, при передаче строки символов, оканчивающейся символом \$. В регистре BX формируется адрес передаваемых данных (пример 6.6).

Пример 6.6.

```

SUB AX,AX      ;в AX заносится 0
MOV ES,AX      ;в ES заносится 0
MOV DX,ES:[408H];в DX - номер порта выходного регистра
в: MOV AL,[BX]  ;в AL передается очередной символ
CMP AL,"$"     ;если символ $, то переход на метку rt для завершения
                ;программы
YЕп            ;
OUT DX,AL      ;символ из AL передается в порт
INC DX         ;в DX адрес регистра статуса
INC DX         ;в DX адрес порта регистра управления
MOV AL,0DH     ;в AL код для стробирующего импульса
OUT DX,AL      ;выдача в порт стробирующего импульса
MOV AL,0CH     ;в AL код для отмены строга
OUT DX,AL      ;отмена стробирующего импульса
DEC DX         ;в DX номер порта регистра статуса
по: IN AL,DX    ;чтение состояния регистра статуса

```

Программный блок проверки бита 3 и, если он сигнализирует об ошибке, перейти к ее обработке

TEST AL,80H	;ожидание готовности принтера (анализ 7-го бита регистра статуса)
JZ по	;если не готов, переход на метку по
INC BX	;переход к следующему символу в строке
DEC DX	;в DX номер порта выходного регистра
JMP в	;переход на метку в
rt: RET	;возврат в программу, которая обращалась к данному фрагменту обмена с периферийным устройством.

6.9.5. Обмен информацией через системную шину ПЭВМ

Взаимодействие внешних (периферийных) устройств с ПЭВМ может осуществляться как через стандартные интерфейсы (последовательные и параллельные, например типа RS232C, Centronix и др., входящие в состав ПЭВМ), так и с помощью устройств сопряжения, которые изготавливаются в виде специальных электронных плат, подключенных через разъемы системной платы, непосредственно к системной шине ПЭВМ. Отечественная и зарубежная промышленность выпускает целый ряд таких устройств различных назначений, которые часто называют модулями сопряжения с объектами (МСО). Наличие этих модулей позволяет существенно расширить области применения ПЭВМ и автоматизировать многие задачи управления, контроля, испытаний и т.д.

При проектировании и изготовлении таких модулей необходимо строго придерживаться допустимых конструкций печатных плат с соблюдением требований технических условий как на печатные платы, так и на электрические параметры сигналов взаимодействия системной шины ПЭВМ с модулями сопряжения с объектом. При этом должна обеспечиваться и четкая временная "привязка" информационного обмена. При проектировании МСО взаимодействующих с ПЭВМ типа IBM PC можно руководствоваться данными о сигналах системной шины, представленной в таблице 6.4, и соответствующим техническим описанием.

Обмен информацией между системной магистралью ПЭВМ и МСО может производиться в одном из трех режимов: программном, прерывания, прямого доступа к памяти. Адресация модулей в ПЭВМ типа IBM PC производится либо как к обычной ячейке памяти, либо как к порту ввода/вывода. При этом адресуемый модуль сопряжения с объектом должен иметь механизм распознавания "своего" адреса, чтобы организовать предписываемые ему функции во взаимодействии с ПЭВМ.

Этот программный обмен производится по стандартным циклам "запись" и "чтение" микропроцессора или системной магистрали (если циклы МП и магистрали различны).

При передаче информации от ПЭВМ к МСО используется цикл "запись", при котором системная магистраль выставляет адрес модуля, к которому производится обращение (или адрес регистров каналов модуля, если в модуле их несколько). Модуль расшифровывает свой адрес и готовится к приему информации. По выставленному адресу системная магистраль передает данные в МСО, который принимает и интерпретирует их либо как управляющую информацию, либо как данные, либо как информацию о состоянии передатчика. Такая интерпретация может осуществляться как в зависимости от адреса обращения, так и в зависимости от содержания передаваемых данных. Это определяет конкретный разработчик модуля. Иногда передача данных может и не требоваться, если МСО знает, что ему делать в зависимости от того, какой адресный код на него воздействует. Если системная магистраль имеет разделенные линии адресов и данных, то для МСО данные и адреса формируются одновременно. Если шины адреса и данных совмещены, то вначале в МСО передается адрес, а затем данные. Все передачи сопровождаются соответствующими управляющими сигналами.

С программной точки зрения операцию запись можно осуществлять с помощью команд типа MOV, OUT и др., формирующих при своем выполнении адреса и данные. В качестве адресов портов МСО удобно выбрать адреса, которые не используются в ПЭВМ применяемой конфигурации. Например, порты резерва IBM PC/AT (адреса 360-36F) и др.

Рассмотрим пример 6.7 программы на языке ассемблера, записи информации в МСО с двумя входными регистрами RG₁ и RG₂. Предположим, что RG₁ работает на прием информации по коду адреса, переданному в процессе работы программы в POH DX МП, а RG₂ принимает информацию по адресу 362₁₆ (резервный порт IBM PC/AT). Пусть передаваемые данные для RG₁ находятся в POH AL МП, а для RG₂ - в POH AH МП, тогда фрагмент программы может иметь вид, представленный в примере 6.7.

Пример 6.7.

MOV [DX],AL

: данные из AL будут передаваться по адресу, записанному в DX

MOV DX,362H

: в DX адрес RG₂.

OUT DX,AH

: выдача в порт по адресу 362₁₆ данных из AH.

Временная диаграмма для циклов записи системной магистрали ПЭВМ типа IBM PC приведена на рисунке 6.28.

На диаграмме использованы обозначения в соответствии с таблицей 6.4. Заштрихованы адреса и данные, которые обращены к МСО с которым поддерживается программный обмен. В обычном режиме цикл записи длится четыре периода тактового генератора (сигнал CLC). В рассматриваемом примере цикл TC1 иллюстрирует ситуацию, когда выполняется адресация по типу адресации оперативной памяти (в примере 6.7. команда MOV [DX],AL). Цикл TC2 иллюстрирует запись в порт (в примере 6.7. команда OUT DX,AH). Цикл TC3 иллюстрирует ситуацию с задержкой цикла записи, когда МСО не успевает принимать данные от ПЭВМ и выставляет сигнал задержки цикла I/O CHRDY.

Для управления МСО можно использовать сигналы: ALE (для включения дешифратора адреса обращения); MEMW (для определения момента считывания данных с системной магистрали в регистры МСО при адресации типа МП-память); IOW (для определения момента считывания данных при адресации в порт). Возможная структура МСО для реализации программного обмена представлена на рисунке 6.29.

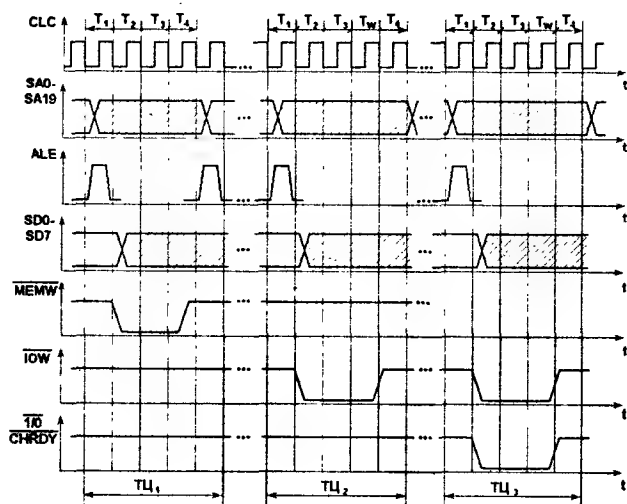


Рисунок 6.28. Временная диаграмма циклов записи системной магистрали

Предположим, что входные регистры RG_1 , RG_2 и входной регистр RG_4 вместе с операционным автоматом (ОА) могут воспринимать и выдавать информацию в темпе работы микропроцессора МП, а регистры RG_3 , RG_5 требуют увеличения цикла обмена, например, на 8 машинных тактов. Операционный автомат (ОА) обрабатывает информацию, поступающую со входных регистров и модуля датчиков (МД), и передает ее на дополнительную обработку в ПЭВМ через выходные регистры. Дешифратор адреса (DCA) обеспечивает расшифровку обращений ко входным и выходным регистрам, а устройство управления (УУ) обеспечивает скоординированную работу всех элементов МСО.

Рассмотрим вариант работы этого МСО в соответствии с временными диаграммами рисунок 6.28 в предположении, что в цикле TC_1 производится запись в RG_1 , в цикле TC_2 - в RG_2 и в цикле TC_3 - в RG_4 . В цикле TC_1 на первом такте генератора T_1 МП формирует адрес обращения к регистру RG_1 МСО, который сопровождается сигналом ALE . Этот адрес по сигналу ALE дешифруется DCA в МСО и через устройство управления готовится к приему информации RG_1 . В начале второго такта T_2 МП снимает сигнал адреса, но на системной магистрали он остается, благодаря наличию специальных схем хранения (на триггерах-защелках ПЭВМ). На втором такте МП выставляет

данные, которые через специальный регистр хранения передаются на системную магистраль. Здесь же вырабатывается сигнал $MEMW$, который используется в МСО для подачи сигнала записи в RG_1 . Таким образом, к концу четвертого такта информация оказывается в RG_1 и далее используется МСО. Второй цикл TC_2 реализуется аналогично, с той лишь разницей, что МП реализует команду записи в порт и вместо сигнала $MEMW$ вырабатывает сигнал IOW , который используется МСО для записи информации в RG_2 . В третьем цикле TC_3 устройство управления МСО затягивает цикл обмена, выставив в системную магистраль сигнал IOR длительностью 8 тактов CLC .

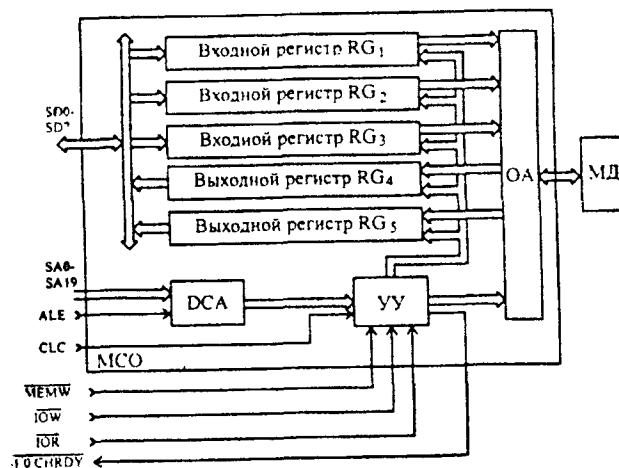


Рисунок 6.29. Структура МСО для реализации программного обеспечения.

Программы команды чтения из МСО выполняются аналогично командам записи, используя команды MOV , IN и др. На рисунке 6.30 приведены временные диаграммы для цикла чтения системной магистрали ПЭВМ типа IBM PC, в предположении, что чтение осуществляется командой IN (то есть с обращением к порту). Временные диаграммы при обращении к памяти аналогичны, но вместо сигнала IOR МП вырабатывает сигнал $MEMR$.

Предполагается, что в цикле TC_1 считывается информация из регистра RG_4 с автоматическим формированием одного такта задержки TW и в цикле

T_{C2} из регистра RG_5 с задержкой по сигналу $I/O\overline{CHRDY}$ из УУ МСО (рисунок 6.30).

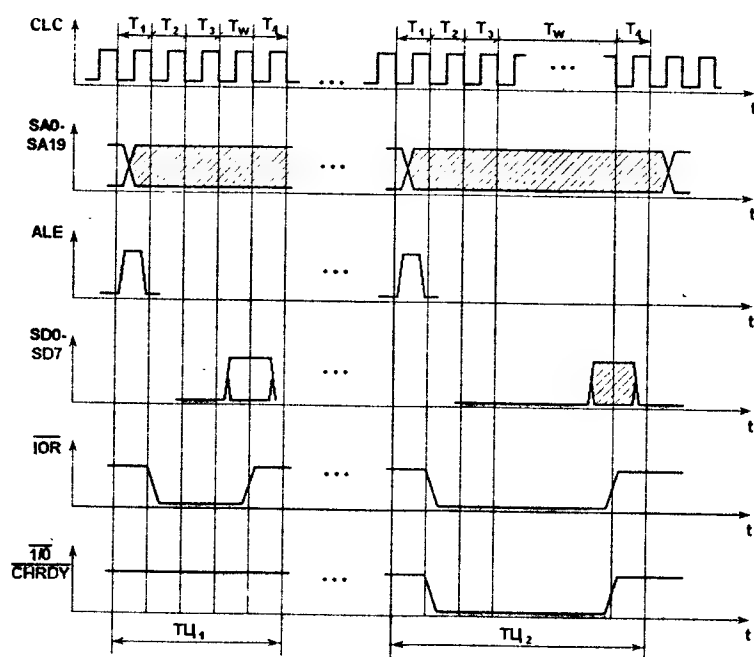


Рисунок 6.30. Временные диаграммы циклов чтения системной магистрали.

Диаграмма чтения во многом похожа на диаграмму записи. Но во втором такте по сигналу IOR от МП шина данных системной магистрали освобождается для данных от МСО, а МСО сообщается этим же сигналом IOR , что он должен выставить данные на системную магистраль, что он и делает на третьем такте.

Основной недостаток такого обмена заключается в том, что МСО всегда должно быть готово принять и передать данные, когда это нужно программе ПЭВМ и работать в том темпе, который предписан ПЭВМ, а величина возможной "затяжки" не должна превышать 10 тактов CLC при использовании сигнала $I/O\overline{CHRDY}$. Программный режим обмена можно сделать более гибким,

если в МСО ввести регистр состояния (статуса), который характеризует состояние готовности МСО и программно доступен со стороны ПЭВМ.

На рисунке 6.31 приведена структура одного из вариантов построения МСО с регистром статуса RS , регистром управления RU , входным регистром RG_1 , выходным регистром RG_2 , дешифратором адреса DCA , устройством управления УУ, операционным автоматом (ОА) и модулем датчиков. Предположим, что программно доступные регистры МСО имеют следующие адреса $RU-361_{16}$; $RS-362_{16}$; RG_1-363_{16} ; RG_2-364_{16} , и они адресуются как порты ввода-вывода ПЭВМ типа IBM PC/AT.

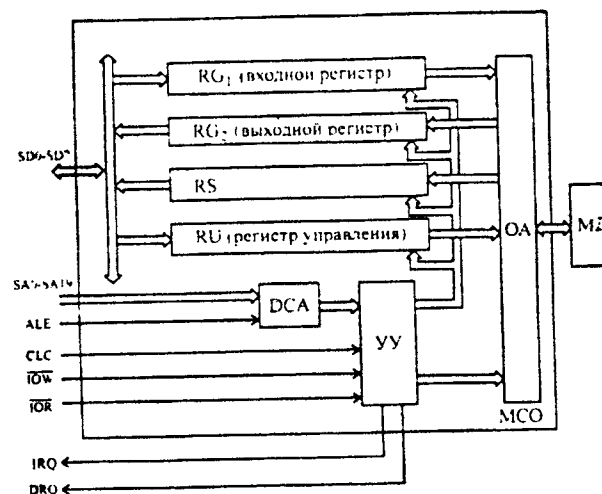


Рисунок 6.31. Вариант структуры МСО.

Предположим так же, что регистр управления RU служит для задания алгоритмов работы операционного автомата. Программная доступность этого регистра со стороны ЭВМ позволяет гибко менять программу обработки информации операционным автоматом МСО в зависимости от характера данных, получаемых с датчиков, и в зависимости от программной ситуации ПЭВМ (например, переключение датчиков, изменение масштабов усиления сигнала в зависимости от амплитуды снимаемого сигнала и т.д.).

Пусть пятый разряд регистра статуса RS устанавливается в состояние 0, если входной регистр RG_1 не готов принять информацию от ПЭВМ, и в 1 - если

готов, а седьмой разряд RS устанавливается в состояние 0, если выходной регистр RG_2 не подготовил данных для передачи в ПЭВМ, и в состояние 1 - если подготовил.

В этой схеме сигналы IRQ и DRQ используются для организации режимов прерываний и прямого доступа к памяти, которые будут рассмотрены в соответствующих разделах. Назначение остальных сигналов такое же, как и для схемы рисунок 6.29.

Рассмотрим пример фрагмента программы взаимодействия ПЭВМ с МСО с использованием регистров статуса и управления (пример 6.8). Пусть в АН находятся данные для передачи в МСО, а в AL принимаются данные из МСО. Регистр DX используется для формирования адресов обращения к портам МСО.

Пример 6.8.

SUB AX,AX	;в AX -значение 0
MOV ES,AX	;в ES -значение 0
MOV DX,ES:[361H]	;в DX заносится смещение 361H адреса порта
	;регистра управления RU
OUT DX,5H	;в RU посылается код задания на обработку
	;информации МСО (в примере код 5 ₁₆)

Любая программа ПЭВМ, не меняющая содержимое DX и подготовившая информацию в АН для передачи в МСО

INC DX	;в DX адрес порта регистра статуса RS
b: IN AL,DX	;чтение в AL содержимого RS
TEST AL,20H	;проверка готовности к приему данных МСО
	по пятому разряду RS
JZ b	;при неготовности - повтор чтения регистра
статуса	
INC DX	;в DX адрес порта входного регистра RG1
OUT DX,АН	;в RG1 МСО содержимое из аккумулятора АН
ПЭВМ	

Любая программа ПЭВМ, не меняющая содержимого DX и подготовившая информацию в AL для передачи в МСО

DEC DX	;в DX адрес порта регистра статуса RS
c: IN AH,DX	;чтение в AH содержимого RS
TEST AH,80H	;проверка готовности передачи данных от
	МСО
JZC	;по седьмому разряду RS, при неготовности -
	повтор чтения RS
ADD DX,2H	;в DX адрес порта выходного регистра МСО-
	RG ₂
IN AH,DX	;чтение содержимого RG ₂ МСО в регистр АН
	ПЭВМ

К недостаткам программного обмена относят то, что все управление находится под ведением ПЭВМ независимо от того, готово МСО к обслуживанию или нет, хотя на практике часто возникают ситуации, когда внешнее устройство требует срочного обслуживания, независимо от того, чем занимается в данный момент ПЭВМ. Этот недостаток снимается при организации обмена в режиме прерывания. Когда МСО, требующая взаимодействия с ПЭВМ, посылает ей сигнал прерывания, и если это прерывание не замаскировано, то ПЭВМ приостанавливает свою работу и производит обслуживание МСО по заранее известной ПЭВМ программе.

Ко второму недостатку такого обмена относят то, что при обмене данными, особенно если обмен производится сразу в несколько слов (массивом данных), тратится определенное количество времени на считывание ПЭВМ кодов команд, их расшифровку и реализацию. Сократить это время можно, включив механизм организации прямого доступа к памяти, при котором контроллер прямого доступа памяти (ПДП) захватывает системную магистраль у МП и организует обмен между оперативной памятью и МСО по укороченным циклам, включающим "чистые" циклы записи и считывания данных, без циклов записи и считывания команд и циклов их реализации (например, фрагментов циклов типа модификация).

6.9.5.1. Обмен информацией в режиме прерывания

Прерывания позволяют вызывать и выполнять заранее подготовленные программы для обработки некоторой ситуации.

Прерывания делятся на внешние и внутренние, аппаратные и программные, организованные по приоритетному принципу. По любому прерыванию управление передается программе (процедуре) обслуживания прерывания через вектор прерывания, который выбирается из таблицы векторов прерывания, располагаемой в области памяти по адресам от $0(16)$ до $3FE_{16}$. Эта область памяти разбита на 256 4-х байтовых адресов. Каждый вектор состоит из двух 16-ти разрядных слов, располагаемых в памяти в соседних ячейках, причем в ячейках памяти с меньшим адресом (четным) содержится смещение (для регистра IP адреса команд МП), а в ячейке с большим адресом база сегмента логического адреса программы обслуживания прерывания. Каждый вектор имеет свой известный номер N. Независимо от вида прерываний действия, выполняемые МП по запросу на прерывание, одинаковы и могут быть проиллюстрированы рисунком 6.32.

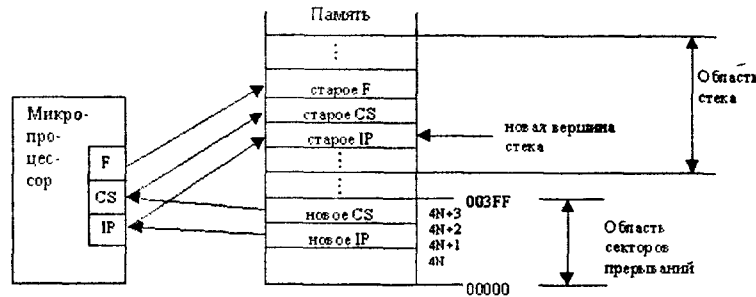


Рисунок 6.32. Организация обслуживания прерываний.

Здесь F - регистр признаков МП. CS - сегмент кода команды. IP - регистр смещения адреса команды. В регистре F два разряда IF и TF участвуют в обработке запроса прерываний. Признак IF, установленный в ноль, запрещает все виды внешних прерываний (кроме немаскируемых). Замаскированный запрос не изменяет хода выполнения программы МП. При IF=1 МП будет реагировать на внешние прерывания. Установка TF в единицу будет вызывать прерывания по завершении каждой команды (удобно при отладке программ). Признаки IF и TF устанавливаются программно. Команда CLI запрещает прерывания (устанавливает IF в ноль), команда STI - разрешает прерывания (устанавливает IF в единицу).

При запросе прерывания выполняются следующие действия:

0. МП заканчивает команду, выполняемую в момент возникновения запроса на прерывание.

1. Проверяется содержимое разрядов IF и TF регистра признаков F и, если прерывание разрешено, реализуется механизм прерывания.

2. Текущее содержимое регистров F, CS и IP помещаются в стек (цифры под стрелками означают очередность записи в стек).

3. Сбрасываются признаки IF и FT в регистре F МП.

4. Два командных байта, расположенных в области векторов прерываний с номерами $4N$ и $4N+1$, передаются в регистр IP и два байта, расположенные по адресам $4N+2$, $4N+3$ - в регистр CS. После этого МП переходит к программе обработки прерывания с команды CS:IP. Здесь N - номер прерывания.

Запрос на прерывания можно выполнить из программы командой INT N (например, INT 21H вызовет на обработку программу с номера команды, расположенной в ячейке оперативной памяти с адресами $84H - 87H$). По этой команде МП обработает все рассматриваемые выше действия. В конце программы обслуживания прерывания ставят команду IRET. Она позволяет выбрать из стека в МП старые значения IP, CS и F, что позволит начать выполнение прерванной программы со следующей (после вызова прерывания) команды.

В ПЭВМ могут возникать внешние прерывания от различных устройств, обладающих различным приоритетом. Для анализа ситуаций, возникающих при прерываниях и установления очередности прерываний, используются специальные контроллеры Intel 8259 в составе ПЭВМ типа IBM PC. Укрупненная регистровая схема этого контроллера приведена на рисунке 6.33.

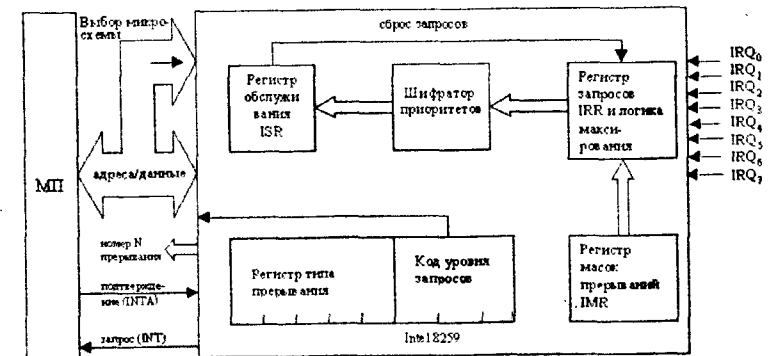


Рисунок 6.33. Регистровая структура контроллера прерываний.

Контроллер имеет семь программно доступных 8-ми разрядных регистров, четыре из которых (важных для организации прерываний со стороны внешних устройств), показаны на рисунке 6.33. Внешние устройства, требующие обслуживания по прерыванию, выставляют запросы $IRQ_0 \div IRQ_7$. Регистры IRR, ISR и шифратор приоритетов обеспечивают анализ поступающих запросов. Регистр IMR позволяет маскировать заданные в программе настройки контроллера запросы на прерывания. При поступлении запросов IRQ_i ($i=0,7$) в соответствующем запросу разряде i регистра IRR устанавливается единица. Далее анализируется разряд i регистра IMR и, если он установлен в нуль, запрос обрабатывается, если в единицу, то прерывание запрещается (маскируется).

Если запрос на прерывание не замаскирован признаком IF процессора и регистра IMR контроллера, то после возникновения запроса на прерывание IRQ_i организуется процесс внешнего прерывания, состоящий из следующей последовательности действий:

1. Контроллер посылает процессору сигнал прерывания INT.
2. После завершения текущей команды МП вырабатывает два сигнала подтверждения INTA. После первого из них IRR игнорирует запросы на линиях IRQ_i , бит запроса передается в ISR, а в IRR этот бит сбрасывается. По второму импульсу INTA код уровня i запроса, преобразованный в номер (адрес) вектора прерывания N, из регистра типа прерывания по шине адресов/данных передается в МП.
3. Текущее содержимое F, CS, IP загружается в стек (рисунок 6.33).
4. Признаки IF и TF сбрасываются.
5. В CS:IP загружается содержимое вектора N (рисунок 6.33).
6. Выполняется программа прерывания, в ходе выполнения которой может быть организован обмен информацией с внешними устройствами (МСО), выставившими запрос на прерывание, в соответствии с механизмом, рассмотренным выше.
7. В конце программы прерывания командой IRET восстанавливаются старые значения IP, CS, F.
8. Прерванная программа продолжает свое выполнение. Не показанные на рисунке 6.33 регистры содержат коды исходной установки контроллера. Их обычно загружает программа инициализации, работающая после включения питания, и далее они не изменяются.

В ПЭВМ класса IBM PC эти регистры устанавливаются так, что запрос IRQ_0 имеет наивысший приоритет и далее приоритет уменьшается пропорционально росту номера запроса i . Запрос IRQ_7 имеет самый низкий приоритет.

В принципе для рассматриваемых типов контроллеров существует возможность перепрограммирования способов задания приоритетов и алгоритмов функционирования контроллеров, однако в моделях IBM PC XT/AT эта возможность обычно не используется.

Допускается иерархическое соединение нескольких контроллеров, позволяющее увеличить количество уровней запросов до 64. При этом выходы INT контроллеров первой ступени соединяются с соответствующими входами IRQ_i второй ступени. ПЭВМ IBM PC/XT имеет один контроллер прерываний (входы запросов $IRQ_0, \dots, IRQ_7$), а ПЭВМ IBM PC/AT два соединенных контроллера со входами запросов $IRQ_0, \dots, IRQ_{15}$. В таблице 6.9 показано соответствие входов внешних запросов на прерывание и векторов прерываний, порождаемых этими запросами.

Таблица 6.9. Соответствие входов внешних запросов на прерывание и векторов прерываний, порождаемых этими запросами.

Запрос	Значение вектора прерывания	Основное назначение
1	2	3
IRQ_0	8_{16}	Сигнал от таймера
IRQ_1	9_{16}	Сигнал от клавиатуры
IRQ_2	A_{16}	Для AT сигнал от второго контроллера прерываний INTEL 8259
IRQ_3	B_{16}	Сигнал от первого последовательного адаптера COM 1 (от второго адаптера для AT)
IRQ_4	C_{16}	Сигнал от второго последовательного адаптера (от первого адаптера для AT)
IRQ_5	D_{16}	Сигнал от контроллера винчестера (от второго параллельного порта (принтера) LPT2 для AT)
IRQ_6	E_{16}	Сигнал от контроллера НГМД
IRQ_7	F_{16}	Сигнал от первого параллельного порта (принтера) LPT1

1	2	3
IRQ ₈	70 ₁₆	Прерывание от микросхемы MC 146818 (CMOS-память с батарейной подпиткой)
IRQ ₉	71 ₁₆	Программно переводится в IRQ ₂ (синхронизация обратного хода луча дисплея)
IRQ ₁₀	72 ₁₆	Резерв
IRQ ₁₁	73 ₁₆	Резерв
IRQ ₁₂	74 ₁₆	Резерв
IRQ ₁₃	75 ₁₆	Сигнал от сопроцессора
IRQ ₁₄	76 ₁₆	Сигнал от контроллера винчестера
IRQ ₁₅	77 ₁₆	Резерв

Указанные уровни прерываний IRQ_i могут быть использованы другими внешними устройствами, но при этом необходимо следить, чтобы они не мешали работе ПЭВМ, для чего, например, можно использовать резерв (прерывания для которых нет соответствующих устройств в составе ПЭВМ) или исключить использование одного и того же запроса IRQ_i для решения различных задач с "перекрытием" во времени.

В процессе программирования ситуаций, связанных с обработкой прерываний от внешних устройств, необходимо следить, чтобы в оперативную память по адресу вектора возможного прерывания был записан адрес прерывающей программы до возникновения запроса на искомое прерывание. В случае необходимости в регистр маскирования прерываний IMR необходимо вовремя записывать код маски и обеспечивать очистку регистра ISR контроллера прерываний.

Обращение к регистрам IMR и ISR организуется по обычным правилам обращения к портам с помощью команды OUT. При этом необходимо знать, что режиму маски IMR соответствует порт 21₁₆ для первой микросхемы контроллера Intel 8259 и порт A1₁₆ для второй. Регистру обслуживания ISR соответствует порт 20 (16), для его очистки в него надо послать код 20₁₆.

Для некоторых типов ПЭВМ программа начальной инициализации для контроллера прерываний задает такой режим работы, что очистка ISR делается автоматически. В некоторых же случаях, эту очистку следует выполнять программно после завершения программы обслуживания прерывания через команду OUT.

В заключение напомним, что при необходимости процесс обмена данными между устройством, запросившим прерывание, и ПЭВМ организуется

программно в программе, обслуживающей прерывание. При этом внешнее устройство может иметь структуру, представленную на рисунке 6.31. В этом случае организуя взаимодействия по прерыванию устройство управления по мере готовности МСО должно вырабатывать сигнал IRQ, который подключается к выбранной линии IRQ_i системной магистрали ПЭВМ.

6.9.5.2. Примеры организации ввода/вывода данных из ПЭВМ

Технические средства вывода дискретных сигналов обеспечивают вывод из ПЭВМ дискретных управляющих воздействий на исполнительные органы (ИО) [12].

В качестве исполнительных органов могут выступать электроды со схемами согласования, различные двигатели постоянного и переменного тока, лампочки сигнализации, реле и др. На рисунке 6.34 приведены схемы наиболее распространенных формирователей выходных управляющих сигналов для различных исполнительных органов.

Формирователи обычно управляются с помощью триггерных регистров, обеспечивающих временное хранение информации, выводимой из ЭВМ. На практике используется два основных способа вывода информации из ЭВМ. В первом случае осуществляется индивидуальное управление каждым разрядом, при котором изменение каждого двоичного разряда осуществляется отдельной командой из ЭВМ. Во втором случае обеспечивается групповое управление одновременно всеми разрядами одной командой ЭВМ.

На рисунке 6.35 приведен вариант реализации схемы управления формирователями по первому способу.

Код на шинах A3-A1 указывает номер разряда, к которому производится обращение от ЭВМ, а код по шине A0 указывает состояние, в которое должен быть приведен выбранный разряд. Дешифраторы DC переводят двоичный код адреса в унитарный для каждого разряда триггерного регистра Т-Т.

При втором способе (рисунок 6.36) в регистр Rs заносится код с шины данных с формированием сигнала оповещения для внешнего устройства.

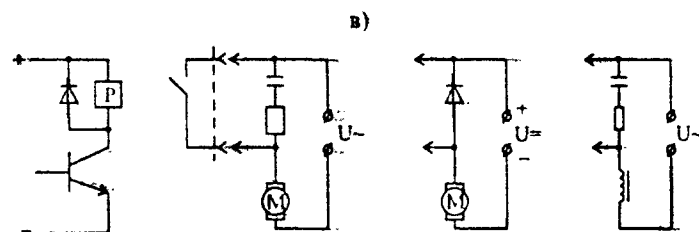
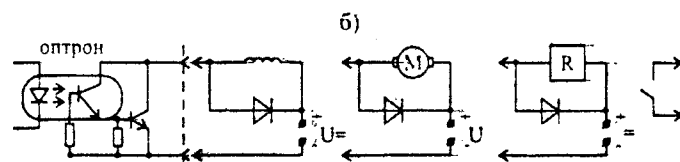
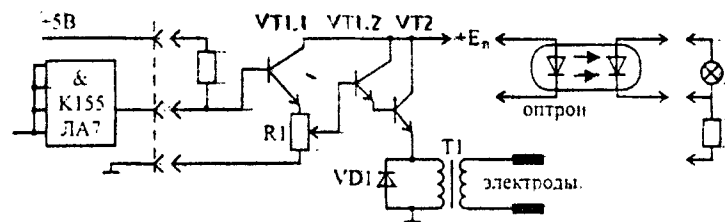


Рисунок. 6.34. Типовые схемы формирователей выходных управляющих сигналов.

Технические средства ввода дискретных сигналов предназначены для съема информации с датчиков различного типа, преобразования их в сигналы стандартного типа и ввода в ЭВМ в соответствии с предусмотренными процедурами.

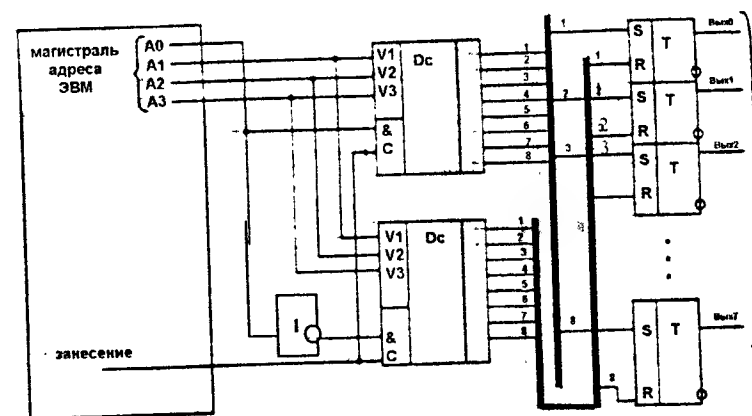


Рисунок 6.35. Схема индивидуального разрядного управления.

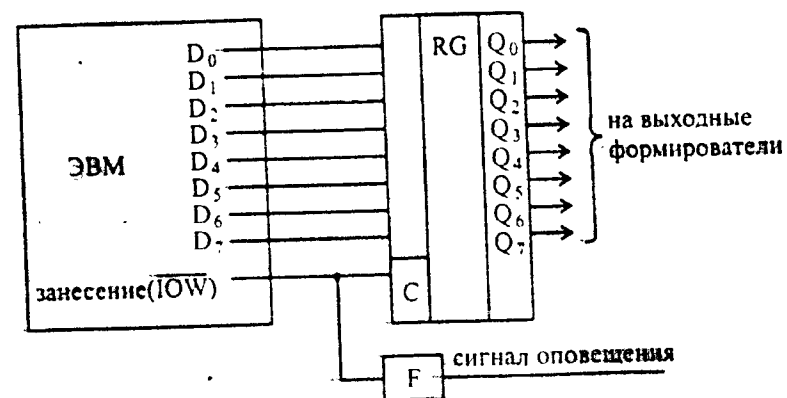


Рисунок 6.36. Схема группового управления.

Технические средства вывода частотно-временных сигналов предназначены для выдачи от ПЭВМ на объекты управления управляющих воздействий представленных частотой f , периодом T или длительностью t , или количеством N . Это может найти применение при формировании стимулирующих воздействий по заданной программе, для управления специализированной электро-механической аппаратурой, в системах автоматического и автоматизированного управления техническими и биотехническими объектами.

Код из ПЭВМ заносится в регистр D1 для длительного хранения по сигналу занесения. Преобразуемый код подается на управляющие входы преобразователя код-частота, собранным на микросхеме типа K155ИЕ8. Этот преобразователь работает таким образом, что на его выход проходят серии импульсов с частотой, обратно пропорциональной весу двоичных разрядов, имеющих состояние "1" на его управляющих входах, т.е. старший разряд q_1 в состоянии "1" пропускает частоту $f_0 \cdot 2^{-1}$, следующие $f_0 \cdot 2^{-2}$, $f_0 \cdot 2^{-3}$ и т.д. На выходе эти сигналы смещаются и образуют импульсную последовательность со средней частотой, определяемой по формуле

$$f_{\text{вых}}(Q) = f_0(2^{-1}q_1 + 2^{-2}q_2 + 2^{-3}q_3 + \dots + 2^{-n}q_n) = f_0Q, \quad 1 \geq Q \geq 0$$

Недостаток этого преобразователя состоит в том, что наблюдается неравномерность следования выходных импульсов, что не всегда допустимо. Избавиться от этого недостатка можно используя схему с постоянным коэффициентом деления, например, поставив на выходе делитель частоты типа K155ИЕ5, правда при этом, чтобы не изменить общую частоту преобразования, надо увеличить f_0 во столько раз, во сколько раз будет поделен сигнал $f_{\text{вых}}(Q)$. Чем выше коэффициент деления второго счетчика, тем ближе к миандру его выходная частота.

Преобразование кода в последовательность импульсов с периодом пропорциональным управляющему коду можно получить с помощью БИС KP580BI53 (рисунок 6.37.)

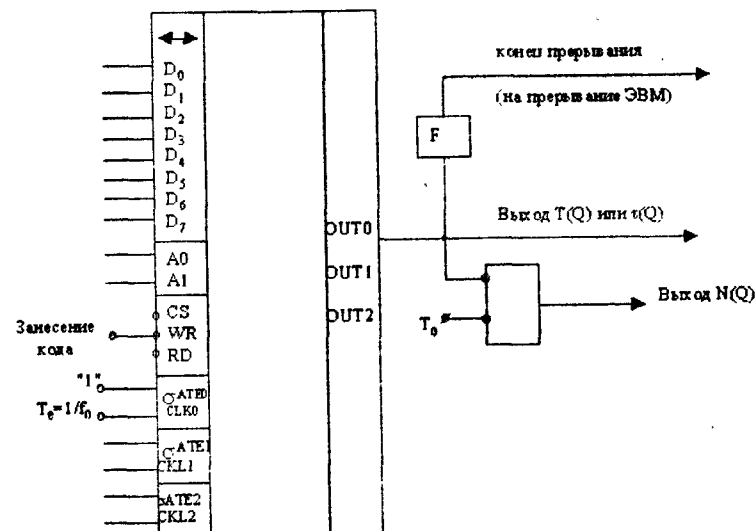


Рисунок 6.37. Схема преобразователя кодов в импульсную последовательность на БИС KP580BI53.

Микросхема KP580BI53 реализует функции программируемого таймера, она может быть запрограммирована на выдачу последовательностей импульсов с периодом пропорциональным коду записанному по входам D0÷D7 по сигналу "занесение кода" по входу WR. Если при этом на вход CLK0 подаются импульсы заданной частоты f_0 с периодом $T_0 = 1/f_0$, то период следования выходных импульсов определяется выражением $T_{\text{вых}} = Q \cdot T_0$. Временная диаграмма для реализации функции $T(Q)$ при $Q=5$ представлена на рисунок 6.38.

Если подать управляющее слово "режим 0", то входной код Q преобразуются в длительность импульсов $t(Q)$. При этом каждый раз кода организуется занесение кода в БИС KP580BI53 (сигнал занесения WR) выход OUT переводится из состояния высокого уровня в низкий на время $t = T_0 Q$ (рисунок 6.39 для $Q=5$).

Для преобразования кода в последовательность импульсов $N(Q)$ можно воспользоваться дополнительным элементом "И" с двумя инверсными входами.

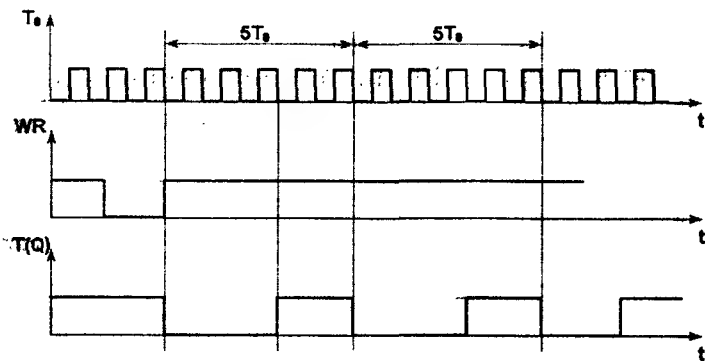


Рисунок 6.38. Временная диаграмма реализации $T(Q)$.

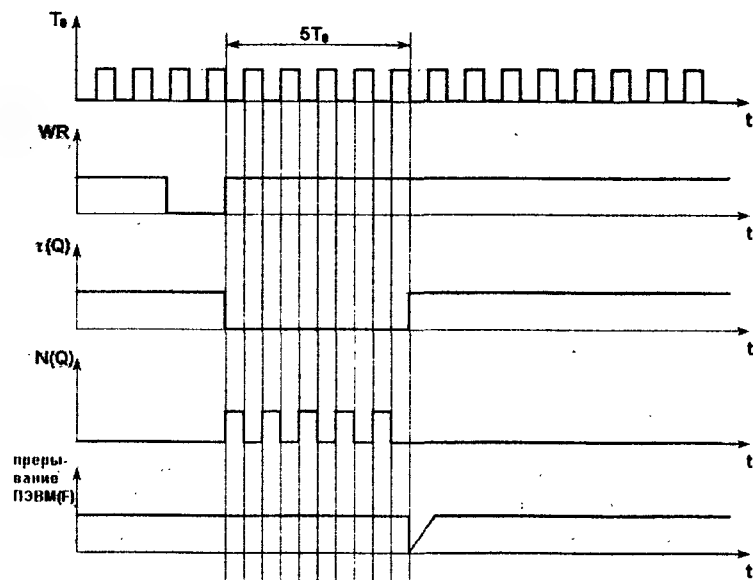


Рисунок 6.39. Формирование функции $\tau(Q)$.

Сигналы T и τ можно использовать для организации прерываний ПЭВМ (см. рисунок 6.37 через преобразователь F). Формируемый сигнал прерывания

можно использовать в качестве меток для периодического запуска подпрограмм, работающих в реальном времени, например, для задания частоты дискретизации процессов счета информации с датчиков, для выдачи из ЭВМ следующего задания на вид преобразования для организации системных таймеров ПЭВМ.

Если используются несколько различных преобразователей, то выходные прерывающие сигналы подвергаются анализу схемой арбитража с целью организации последовательной обработки прерываний.

Технические средства ввода частотно-зависимых сигналов используются для восприятия с датчиков сигналов представленных частотой f , периодом T , сдвигом фаз ϕ , длительностью τ , количеством импульсов N , а также преобразования этих сигналов в цифровой код с последующим вводом в ПЭВМ.

При измерении частоты f_x обычно производится счет импульсов входного сигнала в течение стабильного и известного интервала времени T_0 (Временные диаграммы рисунок 6.40).

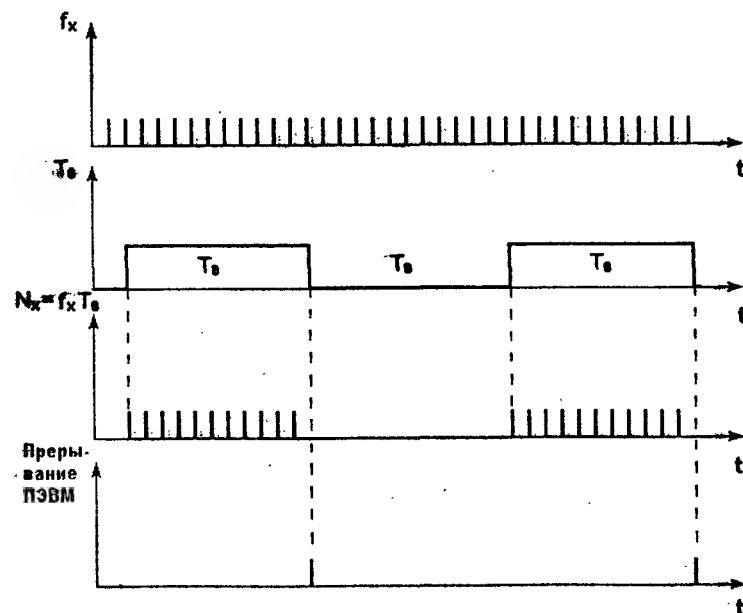


Рисунок 6.40. Временные диаграммы измерителя частоты.

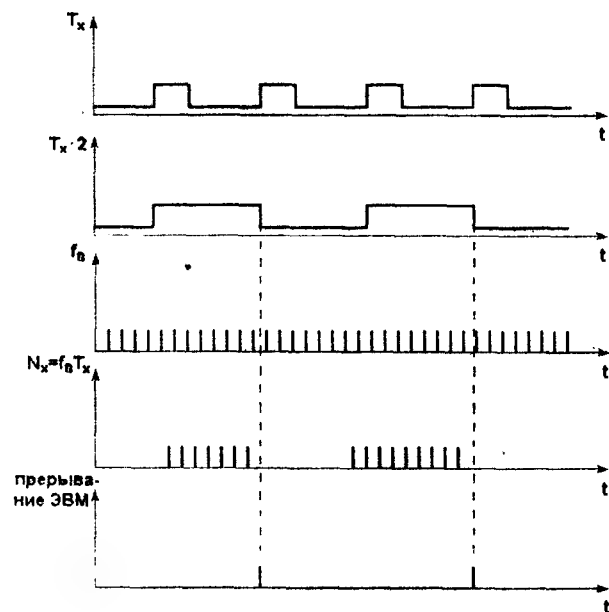


Рисунок 6.41. Преобразование T_x в код.

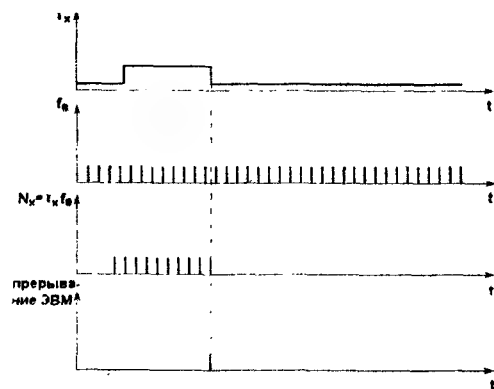


Рисунок 6.42. Преобразование τ в код.

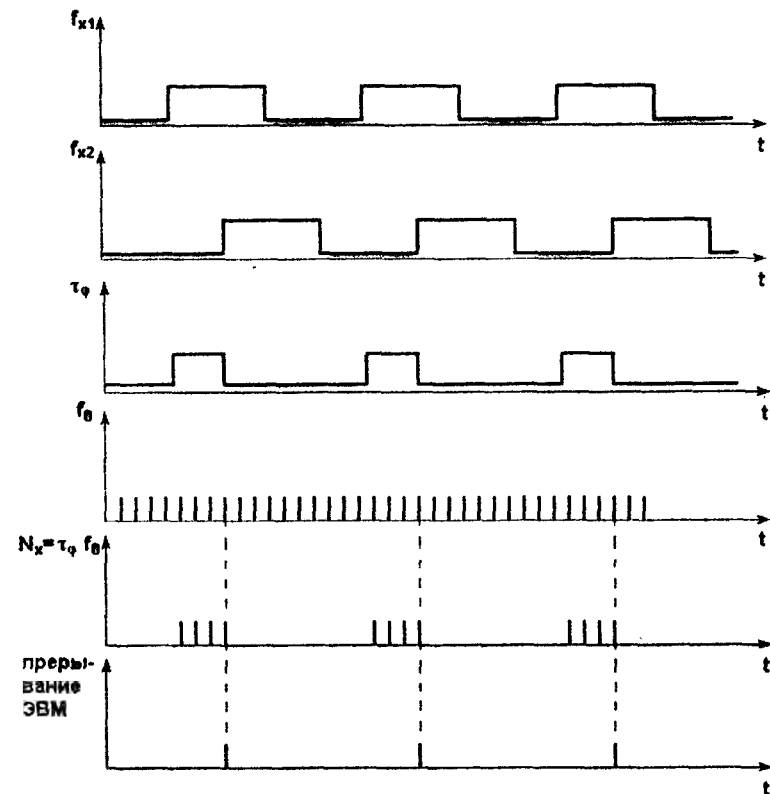


Рисунок 6.43. Преобразование ϕ в код.

При преобразовании периода T_x в код формируется временной интервал равный одному или нескольким периодам T_x в течении которого производится счет импульсов фиксированной известной частоты (рисунок 6.41).

При преобразовании длительности импульсов τ_x в цифровой код используют импульсы фиксированной частоты f_0 заполняющие интервал τ_x (рисунок 6.42).

При преобразовании в код сдвига фаз ϕ_x от двух периодических равночастотных сигналов f_{x1} , f_{x2} формируется временной интервал путем

комбинации этих сигналов с подсчетом импульсов фиксированной частоты f_0 (рисунк 6.43). При этом, если заранее известна частота следования импульсов $f_{\Sigma 1}$, $f_{\Sigma 2}$ и она стабильна, то $N_k = \tau_{\Phi} \cdot f_0$.

Если частота не стабильна или неизвестна, то дополнительно, с помощью второго измерительного канала осуществляют преобразование периода преобразуемого сигнала в цифровой код T_x и программно вычисляют величину сдвига фаз по формуле $f_x = \tau_{\Phi} 2\pi / T_x$.

Преобразование числа импульсов N_k в числовой код осуществляется непрерывным подсчетом импульсов счетчика. Значения счетчика считываются в ПЭВМ в соответствии с алгоритмом решаемой задачи. Переключение счетчика сопровождается выдачей импульса прерывания в ПЭВМ.

В зависимости от типов ПЭВМ, структуры их шин или в зависимости от конфигурации различных микропроцессорных систем, различных структур и назначений модулей ввода или вывода аналоговых сигналов, как и внешние модули других назначений, рассматриваются либо как одна из ячеек памяти, либо как один из адресуемых портов ввода-вывода.

Для обмена информацией между процессором и одним из модулей процессор формирует на шине адреса двоичное слово, однозначно определяющее выбранный модуль (канал модуля) и по шине данных осуществляет передачу двоичного слова информации. Эти операции сопровождаются управляющими сигналами шины управления. Последовательность и правила выполнения этих операций определяются архитектурой конкретного микропроцессора или конкретным типом шины.

Для технической реализации процедуры обмена необходимо иметь средства для дешифрации адреса, чтобы конкретный модуль мог распознать факты обращения именно к нему (или в более общем случае к какому каналу какого модуля). Необходимо так же иметь средства передачи и приема информации с шинами микропроцессоров, системными шинами или другими интерфейсами сопряжения. В том случае, если шина данных и адреса физически организована на базе одних и тех же проводников (мультиплексирована), то необходимы средства для их демultipлексирования.

Все эти средства могут входить как в состав модулей ЦАП и АЦП, так и являться частью ЭВМ, образуя контроллеры ввода вывода.

Более эффективной, с точки зрения минимального дополнительного использования ресурсов ПЭВМ или соответствующих микропроцессоров и реализации предельной скорости обмена информацией является выполнение модулей ЦАП и АЦП в виде завершенных в функциональном и конструктивном отношении устройств, обеспечивающих стандартное сопряжение с магистралью ЭВМ.

Однако такой модуль является достаточно сложной и дорогостоящей единицей оборудования и там, где нет высокоскоростных обменов информацией и ресурсы ЭВМ достаточно свободны стремятся большую часть преобразований возложить на программы ЭВМ.

На рис.6.44 представлена обобщенная структурная схема устройства вывода аналоговых сигналов (УВывАС).

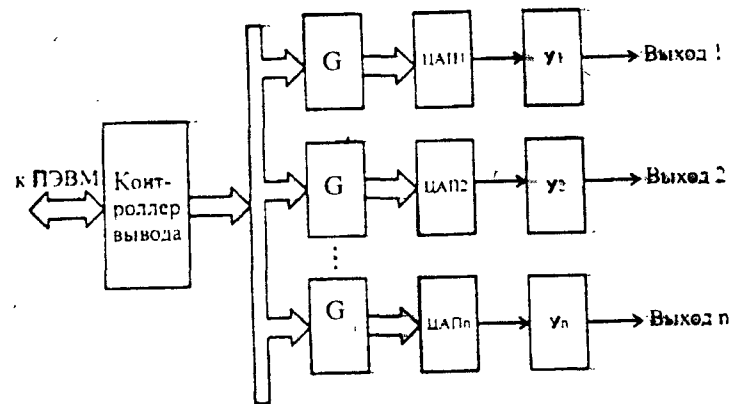


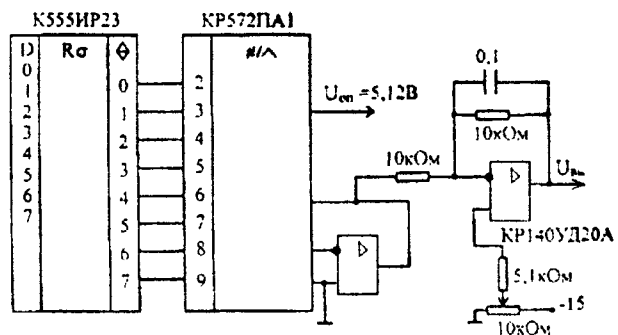
Рисунок 6.44. Структура устройства вывода аналоговых сигналов.

Устройство Выв.АС на n каналов содержит буферные регистры R_{0i}, цифро-аналоговые преобразователи ЦАП, усилители У, и контроллер вывода аналоговых сигналов (естественно в цифровой форме). Усилители обычно усиливают сигнал по мощности и нормализуют его.

Контроллеры вывода управляют работой всех элементов узлов УВывАС в заданных режимах: командном, прерывания или прямого доступа к памяти. Контроллеры могут исполняться с помощью микро-ЭВМ, например, 1816ВЕ44, на основе микропроцессорных серий К580, К1810 или на основе БИС средней и даже малой степени интеграции.

В работе [43] приводится схема вывода аналогового сигнала цифрового кардиомонитора (рисунк 6.45), содержащая буферный регистр К555НР23, ЦАП с выходным усилителем А1 фильтр на ОУ А2 для сглаживания "ступенек" цифро-аналогового преобразования. Дополнительно на А2 реализуется "ручная"

коррекция изолинии переменным резистором. Частота выборки $f_{\text{выб}} = 250 \text{ Гц}$, полоса пропускания $0,1 \dots 30 \text{ Гц}$.



$f_{\text{выборки}}=250 \text{ Гц}$ Полоса пропускания 0,1...30 Гц

Рисунок 6.45. Пример устройств вывода аналоговых сигналов.

Обращенная структурная схема узла устройства ввода аналоговых сигналов (УВвАС) представлена на рисунке 6.46. [12].

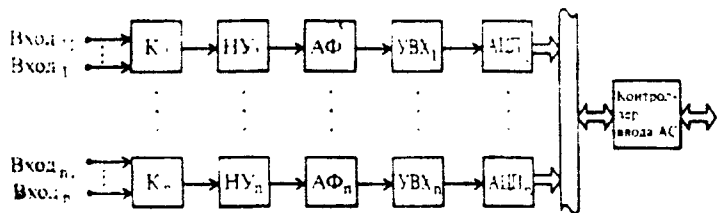


Рисунок 6.46. Структура устройств ввода аналоговых сигналов.

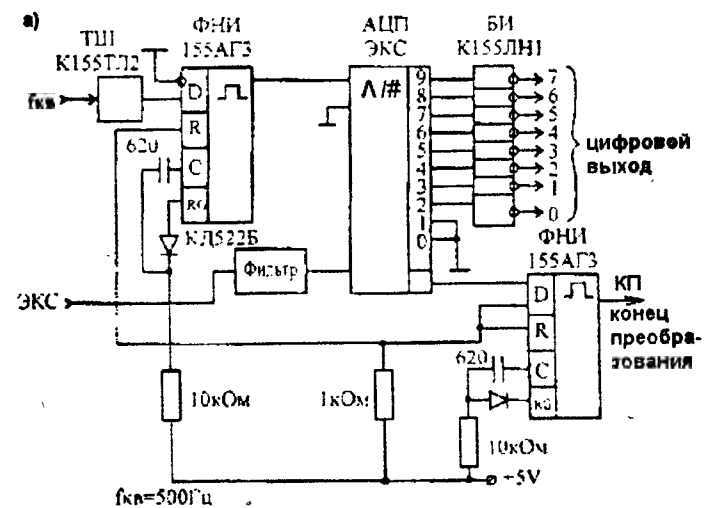
УВвАС содержит: коммутаторы (К) аналоговых сигналов, обеспечивающие сканирование по нескольким входам подключенным к одному каналу; нормирующие усилители (НУ), аналоговые фильтры (АФ); устройство выборки хранения (УВХ); аналогово-цифровые преобразователи (АЦП) и

контроллер устройства ввода аналоговых сигналов (АС). НУ служит для усиления или ослабления аналоговых сигналов снимаемых с датчиков и служит для согласования диапазона преобразуемых сигналов с диапазоном АЦП. УВХ используют для расширения рабочего частотного диапазона.

Контроллер служит для управления работой всех составных частей в командном режиме, в режиме прерывания и прямого доступа к памяти.

Контроллеры могут строится как на основе однокристалльных микроЭВМ (например, 1816BE48), так и на основе микропроцессорных наборов или БИС средней и малой степени интеграции.

Для ввода в ЭВМ сигналов с большой частотой используют некоммутируемые каналы и буферную память.



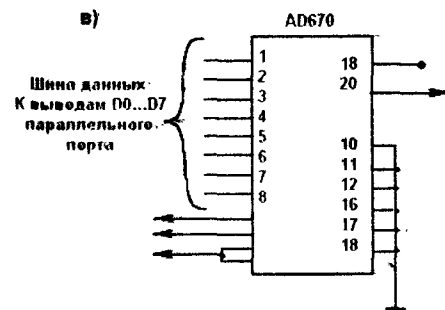
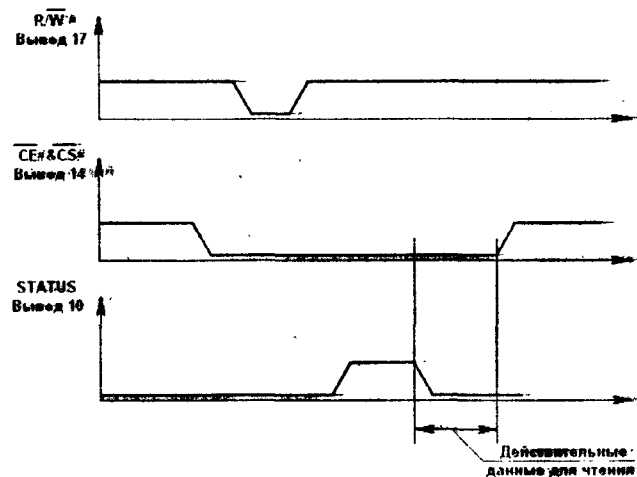


Рисунок 6.47. Примеры устройств ввода аналоговых сигналов.

В работе [43] приводится схема ввода аналогового сигнала цифрового кардиомонитора (рисунок 6.47.б) содержащая формирователи нормирующих импульсов (ФИИ) для формирования импульсов управления заданной крутизны

и длительности, собственно АЦП и блок буферных инверторов (БИ). Частота квантования $f_{кв} = 500$ Гц.

Предварительно электрокардиосигнал (ЭКС) нормируется и фильтруется.

В работе [68] приводится схема подключения аналого-цифрового преобразователя к параллельному порту микропроцессора 80386. Используемый АЦП AD670 является 8-ми разрядным преобразователем последовательного приближения. Структурно он состоит из буферного измерительного усилителя, цифро-аналогового преобразователя (ЦАП), компаратора, регистра последовательного приближения (РПП), источника опорного напряжения и выходного буферного формирователя с тремя состояниями на выходе; все элементы размещены на едином монолитном кристалле. Как правило, для сопряжения аналоговой системы с 8-разрядной шиной данных не требуется каких-либо дополнительных компонентов. Для данного АЦП допускаются четыре диапазона входных напряжений: $0 - +255$ мВ, $0 - +2,55$ В, $-128 - +128$ мВ и $-1,28 - +1,28$ В. Максимальное время преобразования равно 10 мкс.

Управление работой АЦП осуществляется с помощью сигналов R/W, CS и CE. По линии R/W фиксируется момент начала преобразования. По линиям CE или CS должен быть подан импульс для считывания-запуска схемы минимальной длительностью 300нс. После начала выполнения преобразования вывод схемы STATUS переводится в состояние низкого уровня. Цикл считывания данных из АЦП длится с момента, когда вывод STATUS вернулся в низковольтное состояние, до тех пор, пока сигналы CE или CS поддерживаются в состоянии высокого уровня. Указанные переходы фиксируются программным обеспечением с помощью взаимодействия с параллельным портом. Подключение к компьютеру данного устройства через параллельный порт позволяет избежать необходимости дешифрации адреса, а также вскрытия компьютера. На рисунке 6.47.в приведена временная диаграмма указанных сигналов.

В схеме интерфейса (рисунок 6.47.г) аналогово-цифровой преобразователь преобразует напряжение из диапазона $0 - +2,55$ В в двоичные коды, значения которых изменяются соответственно от 0 до FFH (в десятичном исчислении до 255). Если входные напряжения выходят из указанного диапазона, то необходимо провести соответствующее масштабирование и нормализацию напряжения. Кроме того, при работе с высокими напряжениями следует соблюдать меры предосторожности, чтобы не подвергать опасности здоровье оператора и не вывести из строя компьютер.

Управляющие сигналы R/W, CS и CE формируются программным путем. В приводимой ниже программе выполняются инициализация преобразования,

считывание кода данных АЦП и его отображение на экране монитора. Считывание кода данных АЦП выполняется постоянно в цикле, пока на клавиатуре не будет нажата клавиша Q или q.

;;ПРЕДНАЗНАЧЕНА ДЛЯ ИСПОЛНЕНИЯ В РЕАЛЬНОМ РЕЖИМЕ
80386

;;ДАННАЯ ПРОГРАММА ВЫПОЛНЯЕТ ПОСТОЯННОЕ
СЧИТЫВАНИЕ ДАННЫХ :АНАЛОГО-ЦИФРОВОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ
AD670, ПОДКЛЮЧЕННОГО К :ПАРАЛЛЕЛЬНОМУ ПОРТУ, И ВЫВОД
ТЕКУЩЕГО РЕЗУЛЬТАТА НА :ТЕКСТОВЫЙ МОНИТОР

;;ОТТРАНСЛИРОВАНО С ПОМОЩЬЮ АССЕМБЛЕРА ASM386
ФИРМЫ PHAR LAP :PAGE 132

;;УСТАНОВКА РАЗМЕРА СТРАНИЦЫ PULSE MACRO VOLT
СТРОБ И ЧТЕНИЕ :АЦП

LOCAL CHK1 ;;ОБЪЯВЛЕНИЕ МЕТОК ЛОКАЛЬНЫМИ
PUSH AD ;;СОХРАНЕНИЕ СОДЕРЖИМОГО ВСЕХ
РЕГИСТРОВ

MOV DX,PORT ;;ПОСЫЛКА 00000000 В PORT+2
ADD DX,02H
MOV AL,0
OUT DX,AL
BTS AL,1 ;;УСТАНОВКА РАЗРЯДА 1 В РЕГИСТРЕ AL
OUT DX,AL ;;СООТВЕТСТВУЕТ ЛИНИИ CE
BTS AL,3 ;;УСТАНОВКА РАЗРЯДА 3 В РЕГИСТРЕ AL
OUT DX,AL ;;СООТВЕТСТВУЕТ ЛИНИИ R/W
BTR AL,3 ;;СБРОС РАЗРЯДА 3 В РЕГИСТРЕ AL
OUT DX,AL

;;ВЫРАБОТКА ИМПУЛЬСА ПО R/W
ПРОВЕРКА ЗАВЕРШЕНИЯ
ПРЕОБРАЗОВАНИЯ

MOV DX,PORT ;;АДРЕС ПОРТА PORT+1
ADD DX,01H CHK1:
IN AL,DX
AND AL,40H
;;ЧТЕНИЕ ЗНАЧЕНИЯ ИЗ ПОРТА
;;ПРОВЕРКА СИГНАЛА НА STATUS
;;ЕСЛИ 1 - ПРОДОЛЖИТЬ ЦИКЛ, ;;ПОКА
НЕТ 0

CMP AL,40H
JE CHK1
MOV DX,PORT
;;ЗАГРУЗКА АДРЕСА PORT И ОПРОС
;;ПОРТА НА НАЛИЧИЕ ДАННЫХ

IN AL,DX ;;ЧТЕНИЕ ДАННЫХ АЦП
MOV VOLT,AL ;;ЗАПИСЬ КОДА НАПРЯЖЕНИЯ В ЯЧЕЙКУ
С ИМЕНЕМ VOLT
POPAD ;;ВОССТАНОВЛЕНИЕ СОДЕРЖИМОГО
РЕГИСТРОВ
ENDM ;;КОНЕЦ МАКРОСА HTOD MACRO VALUE
;;ПРЕОБРАЗОВАНИЕ
ШЕСТНАДЦАТЕРИЧНЫХ ЧИСЕЛ В
ДЕСЯТИЧНЫЕ
LOCAL P1,P2 ;;ОБЪЯВЛЕНИЕ МЕТОК ЛОКАЛЬНЫМИ
PUSHAD ;;СОХРАНЕНИЕ СОДЕРЖИМОГО ВСЕХ
РЕГИСТРОВ
MOV DL,VALUE ;;В РЕГИСТРЕ DL - ПРЕОБРАЗУЕМОЕ
ЧИСЛО
MOV CX,0 ;;ИСХОДНОЕ ЗНАЧЕНИЕ СЧЕТЧИКА
ПОЗИЦИЙ
LEA SI,MYBUFF ;;АДРЕС ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО БУФЕРА
P1: PUSH CX ;;СОХРАНЕНИЕ СОДЕРЖИМОГО
РЕГИСТРА CX
MOV AL,DL ;;ЗАПИСЬ СОДЕРЖИМОГО DL В РЕГИСТР
AL
MOV AH,0 ;;ОБНУЛЕНИЕ БАЙТА AH
MOV CL,0AH ;;ОСНОВАНИЕ ДЕСЯТИЧНОЙ СИСТЕМЫ
СЧИСЛЕНИЯ
DIV CL ;;ДЕЛЕНИЕ НА 10
MOV DL,AL ;;РЕЗУЛЬТАТ ДЕЛЕНИЯ A DL
MOV AL,AH ;;ПЕРЕСЫЛКА БАЙТА AH В РЕГИСТР AL
OR AL,30H ;;ПРИВЕДЕНИЕ К КОДУ ASCII
MOV [SI],AL ;;ЗАПИСЬ ПО УКАЗАТЕЛЮ ПОЗИЦИИ
INC SI ;;УВЕЛИЧЕНИЕ УКАЗАТЕЛЯ ПОЗИЦИИ
POP CX ;;ВОССТАНОВЛЕНИЕ СОДЕРЖИМОГО
РЕГИСТРА CX
INC CX ;;УВЕЛИЧЕНИЕ СЧЕТЧИКА ПОЗИЦИЙ
CMP DL,0 ;;ЕСЛИ 0, ТО ЦИКЛ ЗАКОНЧЕН
JNZ P1 ;;ИНАЧЕ ПЕРЕХОД НА P1
P2: DEC SI ;;УМЕНЬШЕНИЕ УКАЗАТЕЛЯ ПОЗИЦИИ
MOV AL,[SI] ;;ВЫБОРКА ЧИСЛА ДЛЯ ВЫВОДА НА
ЭКРАН

```

MOV DL,AL ;ЗАПИСЬ DL В РЕГИСТР AL ДЛЯ
ПРОГРАММ ВЫВОДА DOS
MOV AH,02H ;ПАРАМЕТР DOS
INT 21H ;ПРЕРЫВАНИЕ DOS ДЛЯ ВЫВОДА
СИМВОЛА НА ЭКРАН
LOOP P2 ;ЦИКЛ. ЕСЛИ CX НЕ РАВНО 0
POPAD ;ВОССТАНОВЛЕНИЕ РЕГИСТРОВ
ENDM ;КОНЕ МАКРОСА
LINE MACRO ;ВЫВОД СИМВОЛОВ ПЕРЕВОДА СТРОКИ
И ВОЗВРАТА КАРЕТКИ
PUSHAD ;СОХРАНЕНИЕ СОДЕРЖИМОГО ВСЕХ
РЕГИСТРОВ
MOV DL,0AH ;ПЕРЕВОД СТРОКИ
MOV AH,2H ;ПАРАМЕТР ПРЕРЫВАНИЯ
INT 21H ;ПРЕРЫВАНИЕ DOS
MOV DL,0DH ;ВОЗВРАТ КАРЕТКИ
MOV AH,2H ;ПАРАМЕТР ПРЕРЫВАНИЯ
INT 21H ;ПРЕРЫВАНИЕ DOS
POPAD ;ВОССТАНОВЛЕНИЕ СОДЕРЖИМОГО
РЕГИСТРОВ
ENDM ;КОНЕЦ МАКРОСА
PORT EQU 888D ;АДРЕС ПАРАЛЛЕЛЬНОГО
ПОРТА НА
;КАРТЕ ПАМЯТИ РАВЕН 888. А НА ;КАРТЕ
МОНОХРОМНОГО ДИСПЛЕЯ 956 ;MYCODE
SEGMENT PARA USE16 'CODE'
;ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПРОГРАММНОГО
;СЕКМЕНТА
MYPROC PROC FAR ;ИМЯ ПРОЦЕДУРЫ MYPROC
ASSUME CS:MYCODE,DS:MYDATA,SS:STACK
PUSH DS ;СОХРАНЕНИЕ СОДЕРЖИМОГО
РЕГИСТРА DS
SUB EAX,EAX ;ОБНУЛЕНИЕ РЕГИСТРА EAX
PUSH AX ;СОХРАНЕНИЕ НУЛЕВОГО ЗНАЧЕНИЯ В
СТЕКЕ
MOV AX,MYDATA ;АДРЕС СЕКМЕНТА ДАННЫХ
MOV DS,AX ;ЗАПИСЬ АДРЕСА СЕКМЕНТА
ДАННЫХ В РЕГИСТР DX
MOV DX,PORT ;ПОСЫЛКА В PORT КОДА 00000000

```

```

MOV AL,0H ;ДЛЯ ИНИЦИАЛИЗАЦИИ ВХОДНЫХ ЛИНИЙ
OUT DX,AL
AGAIN:
PULSE VOLT ;МАКРОС ЧТЕНИЯ АЦП
HTOD VOLT ;МАКРОС ПРЕОБРАЗОВАНИЯ
LINE ;ПЕРЕХОД НА НОВУЮ СТРОКУ
;ВЫХОД ИЗ ПРОГРАММЫ, ЕСЛИ НА
КЛАВИАТУРЕ НАЖАТА КЛАВИША Q ИЛИ
q
MOV AH,06H ;DOS-ФУНКЦИЯ ЧТЕНИЯ КЛАВИАТУРЫ
MOV DL,0FFH
INT 21H
CMP AL,'Q' ;Q - ВЫХОД ИЗ ПРОГРАММЫ
JE ENDO
CMP AL,'q' ;q - ВЫХОД ИЗ ПРОГРАММЫ
JE ENDO
JMP AGAIN ;ИНАЧЕ - ЦИКЛ
ENDM
MOV AX,04C00H ;ВОЗВРАТ УПРАВЛЕНИЯ В DOS
INT 21H
MYPROC ENDP ;КОНЕЦ ПРОЦЕДУРЫ MYPROC
MYCODE ENDS ;КОНЕЦ ПРОГРАММЫ СЕКМЕНТА
MYCODE
STACK SEGMENT PARA STACK USE16 'STACK'
DB 64 DUP ('MYSTACK') STACK ENDS MYDATA SEGMENT
PARA USE16 'DATA' MYBUFF DB 4 DUP(' ') VOLT DB
MYDATA ENDS
END ;КОНЕЦ ПРОГРАММЫ

```

В данной программе используются три макроса: PULSE, HTOD и LINE. Макрос PULSE поддерживает выполнение аналого-цифрового преобразования; макрос HTOD выполняет преобразование шестнадцатичного кода данных, считанного из АЦП, в десятичную величину, выраженную кодом ASCII и подготовленную для вывода на экран монитора. Макрос LINE просто выводит на экран символы перевода строки и возврата каретки, с тем чтобы следующее показание АЦП выводилось на экран в столбик с новой строки. Рассмотрим работу этих макросов подробнее.

Макрос PULSE осуществляет управление циклом преобразования по линиям STATUS, R/W, CE и CS. Эти линии подключены непосредственно к

параллельному порту через штырьки 10, 17 и 14 разъема, как это показано на рисунке 6.47.в. адресация параллельного порта может осуществляться через три внутренних программных порта. Если в компьютере используется адаптер монохромного дисплея, то параллельному порту соответствуют следующие адреса программных портов: 956-958 (в десятичном виде). Если параллельный порт находится на карте памяти, для его адресации используются следующие десятичные значения: 888-890. Каждому из этих адресов поставлены в соответствие по восемь выводов 25-штырькового разъема типа D, представляющего параллельный порт. Более подробная информация по параллельному порту может быть найдена в технических руководствах по используемому компьютеру.

К примеру, пусть контакты разъема порта 888 распределены следующим образом:

Разряды порта	7	6	5	4	3	2	1	0
Контакты разъема(порт 888)	9	8	7	6	5	4	3	2
Обозначение линий параллельного порта	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0

Тогда для считывания данных АЦП на 8-разрядную шину данных необходимо обращаться к порту по адресу 888. Пусть разрядам двух других портов соответствуют следующие линии параллельного порта (косая черта здесь обозначает инверсное действительное значение линии порта):

Разряды порта	7	6	5	4	3	2	1	0
Контакты разъема (порт 889)	11	10	12	13	15	X	X	X
Обозначение линий параллельного порта	busy	ackno	paper	select	error			

Разряды порта	7	6	5	4	3	2	1	0
Контакты разъема (порт 890)	X	X	X	X	17	16	14	1
Обозначение линий параллельного порта					/sel	init	/atf d	/strob

В макросе PULSE используется базовый адрес параллельного порта (десятичное число 888), к которому прибавляется 2 для обращения к порту 890.

Контакт 14 порта соединяется с линиями CE и CS АЦП, а контакт 17 - с линией R/W, затем в макросе PULSE на все линии данного порта выставляются сигналы с начальными нулевыми значениями за счет загрузки нулевого кода в регистр AL и вывода его в порт с помощью команды OUT DX,AL. В соответствии со способом распределения линий параллельного порта в действительности некоторые данные передаются инверсными. Поэтому на контактах 14 и 17 начальные значения равны логическим 1. Этот пример показывает, как можно использовать новые мнемонические команды для поразрядной обработки данных в микропроцессоре 80386. Следует помнить, что некоторые данные посылаются на контакты в инверсном виде. Команда BTS установки разрядов выводит в порт логическую 1, что переводит сигналы на линиях CE и CS в низкогоуровневое состояние, разрешая аналого-цифровое преобразование. Эти состояния будут поддерживаться до тех пор, пока другая команда BTS не выставит низкий уровень на линии R/W через некоторую задержку (время между двумя командами BTS). После того как при проявлении нулевого сигнала на линии R/W дается разрешение на начало аналого-цифрового преобразования, линия R/W с помощью команды BTR переводится в состояние логической 1. В результате АЦП начинает свою работу. Ранее отмечалось, что завершение последовательных приближений в АЦП отображается сигналом низкого уровня на линии STATUS. Эта линия соединяется с контактом 10 порта 889 прямым неинверсным образом. Пока линия STATUS не переходит в состояние логического 0, в программном цикле выполняется постоянное считывание порта 889. Как только на линии STATUS появляется логическая 1, цикл прекращается и считанный код данных АЦП присваивается содержимому ячейки переменной VOLT через фиктивную переменную с тем же именем, определенную в макросе PULSE.

Макрос HTOD преобразует шестнадцатеричные коды полученных результатов в коды ASCII десятичного эквивалента для вывода на экран монитора. Макрос реализует широко распространенный алгоритм преобразования, основанный на последовательном делении данных на 10 и запоминании частного от деления в переменной строкового типа с именем MYBUFF. По завершении преобразования содержимое ячейки MYBUFF выводится на экран монитора с помощью стандартных прерываний DOS.

Если параметры тактовой частоты компьютера (реального времени) не оказывают критического влияния на работу схемы, то достаточно воспроизвести обработку временной диаграммы, показанной на рисунке 6.47.б. Приведенная выше программа успешно работает на компьютере на базе микропроцессора 80386 с тактовой частотой 16МГц. Если АЦП не справляется с непосредственным управлением параллельным портом, то между АЦП и

параллельным портом следует включить 8-разрядный формирователь с тремя состояниями на выходе 74S241. Таким же способом можно обеспечить подключение параллельного порта к адаптеру монохроматического дисплея. В заключение отметим, что данная программа дает хорошую иллюстрацию возможностей команд микропроцессора 80386 и компьютеров на его базе в части иллюстрирования программно-аппаратных средств.

6.10. Примеры использования микропроцессоров и ПЭВМ в медицинской практике

В качестве примера по разработке специализированных контроллеров, предназначенных для применения при разработке медицинской техники широкого назначения рассмотрим семейство контроллеров, разработанных во ВНИИ медицинского приборостроения [60]. В комплект контроллеров входят несколько типов.

1. Одноплатный микропроцессорный контроллер ОКМК-1-02 построен на основе однокристалльной микро-ЭВМ типа КР1816ВЕ35, обладающий развитой системой команд, встроенной оперативной памятью, таймером, схемами параллельного интерфейса и обслуживания прерываний. В состав микроконтроллера входят также быстродействующий АЦП типа К1113ПВ1 с аналоговым коммутатором на четыре входа КР590КМ6, постоянная память К573РФ5 на 2 Кбайта и параллельный периферийный адаптер КР580ВВ55А. Контроллер ОКМК-1-02 предназначен для встраивания в медицинские приборы для организации функций управления, обработки сигналов, взаимодействия с внешними устройствами. Этот контроллер уже использован в аппаратах искусственной вентиляции легких ИВЛ "Спирон-301" и "Спирон-303", спиромониторе СМ-5, электрохирургическом высокочастотном аппарате для эндоскопии "Эндотом-1", офтальмотонографе ОТИ-А и других разработках и показал эффективность решения всех перечисленных задач. Он пригоден конечно же и для применения в электрофизиологической и фотометрической аппаратуре.

2. Одноплатный микропроцессорный контроллер ОКМК-1-04 состоит из однокристалльной микро-ЭВМ типа КР1816ВЕ35, имеющий постоянную память 2кбайт (микросхема К573 РФ5), параллельный периферийный адаптер КР580ВВ55А (24 линии ввода-вывода), программируемый таймер КР580ВИ53 с тремя 16-ти разрядными счетчиками. Контроллер ОКМК-1-04 предназначен для встраивания в медицинские приборы, где может выполнять функции управления, измерения и генерации временных последовательностей, взаимодействия с периферийными устройствами в реальном времени.

Контроллер уже используется в аппарате для высокочастотной ИВЛ "Спирон-601", ультразвуковом эхоофтальмометре ЭОМ-24 и др.

3. Одноплатный микропроцессорный контроллер ОКМК-3-03 выполнен как двухпроцессорная система специально сконструированная для решения задач, требующих обработки данных в реальном времени. В контроллере используются параллельно работающие процессоры К580ВМ80А и К1816ВЕ35. Причем процессор К1816ВЕ35 используется обычно как консоль оператора. Этот контроллер нашел применение в аппарате ИВЛ "Спирон-201", в анализном аппарате АДС-ИИИ-А-01, в комплексе технических средств для внепочечного очищения крови "Ренат-01", в автоматизированном анализаторе кислотно-основного равновесия крови "Акор-А" и др.

В [60] можно найти описание и других вариантов медицинских контроллеров, электронных модулей, технологические средства проектирования, производства и ремонта микропроцессорных приборов и систем. И хотя эти устройства не нашли еще непосредственного применения в электрофизиологической и фотометрической аппаратуре, выполненные на их основе разработки показывают широкие возможности их применения и в этом виде техники.

В современных системах анализа экспериментальных данных всё более широкое применение находят электронные вычислительные машины и, в частности персональные компьютеры, с помощью которых решаются различные задачи по сбору и обработке данных. Эти средства эффективно используются и при обработке электрофизиологической и фотометрической информации. Например, в [67] приводится описание автоматизированного комплекса анализа сигналов кожно-резистивной реакции (КРР) на основе ПЭВМ типа IBM PC/XT. Комплекс обеспечивает съём и разделение сигналов КРР на составляющие, управляет процессом регистрации сигналов на магнитограф и их последующим многопараметрическим анализом. Он рассчитан на совместную синхронную работу с устройствами предъявления звуковых и зрительных стимулов, что позволяет использовать его для решения исследовательско-диагностических задач, связанных с оценкой функциональных состояний.

Измерение проводимости кожи осуществляется при питании измерительной цепи постоянным током при напряжении в 1 В. Полученный сигнал КРР разделяется на тоническую и фазическую составляющие с помощью фильтра верхних частот, имеющего постоянную времени 1 с. С целью уменьшения проникновения в измерительный канал помех промышленной частоты на входе установлен фильтр нижних частот с частотой среза 10 Гц на уровне - 6 дБ.

Выделение в сигнале тонической и фазической составляющих (или фонового уровня и реакции) связано с исследованием состояния активности различных структур (мезэнцефальной и таломической) ретикулярной формации. Наибольшие трудности встречаются при изучении фазической составляющей, величина которой составляет всего несколько процентов от тонической. Сигнал фазической составляющей оценивается по амплитуде и латентному периоду; широко используется оценка амплитуды фазической реакции в процентах по отношению к тоническому уровню. Форма сигнала фазической составляющей даёт возможность выделить такие параметры, как время нарастания и время спада реакции, которые имеют информативное значение.

На рисунке 6.48.а представлена блок-схема аппаратной части автоматизированного комплекса, который работает следующим образом. Блок 1 содержит схему, с помощью которой выделяется сигнал КРР; эта же схема разделяет сигнал на тоническую и фазическую составляющие. Составляющие сигнала, а также синхросигналы стимулятора, сопровождающие подачу раздражителей пациенту, регистрируются на трёхканальном самописце 4. Эти же сигналы и текстовый комментарий экспериментатора записываются на четырёхканальном магнитографе 2. Для последующей цифровой обработки записанные сигналы вводят через АЦП 3 в ПЭВМ 5. Результаты обработки выводятся на принтер и на самописец 4 (см. рисунок 6.48.б).

Автоматизированный комплекс содержит следующее программно-алгоритмическое обеспечение:

- программу ввода, осуществляющую формирование анализируемых интервалов, коррекцию базовой линии, ввод сигналов в ПЭВМ и создание файла данных.

- программу вычисления параметров сигнала КРР;

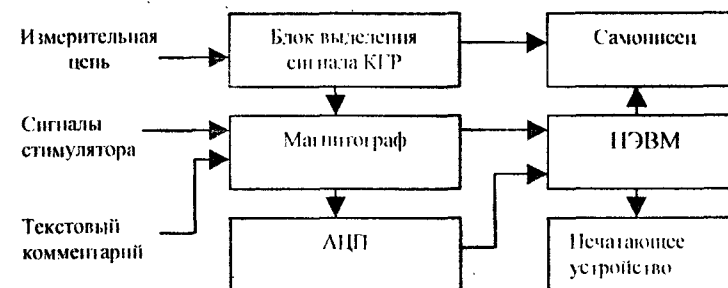
- программу вывода результатов обработки на принтер и самописец.

Алгоритмы ввода и обработки сигналов в ПЭВМ предусматривают выделение и оценку следующих параметров КРР: уровня тонической составляющей; амплитуды фазической составляющей, выраженной в процентах от уровня тонической составляющей; латентного периода, определяемого по достижении амплитуды сигнала установленного порога; латентного периода, определяемого косвенно по форме сигнала реакции; интервала времени от момента подачи раздражителя до момента достижения максимальной амплитуды сигнала; периода нарастания реакции от 50 до 100% амплитуды сигнала.

Для экономии объёма оперативной памяти ПЭВМ из непрерывно поступающих с магнитографа сигналов выделяются и анализируются только те

отрезки аналоговой записи, которые содержат реакции, вызванные раздражителями. Начало отрезка анализа определяется по синхросигналу стимулятора, сопровождающего предъявляемый пациенту раздражитель. Длительность интервала эпохи анализа задаётся программно до начала обработки сигналов. Так же (т.е. программным способом) задаются число интервалов, подлежащих анализу, и величина порога начала измерений.

а)



б)

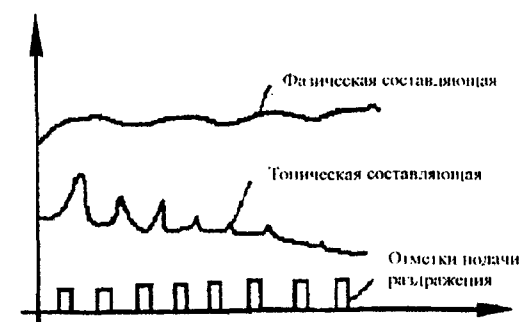


Рисунок 6.48. Структурная схема аппаратной части автоматизированного комплекса для анализа сигналов кожнорезистивной реакции.

Накопление информации в форме файлов данных позволяет производить изменение задаваемых с клавиатуры ПЭВМ условий анализа и неоднократно вычислять параметры сигнала, не повторяя процесс ввода с магнитографа, что упрощает работу с комплексом и значительно экономит время.

Еще одним примером использования ПЭВМ в электрофизиологических исследованиях может служить система для оценки состояния периферической гемодинамики на основе анализа реографических данных [68]. Система включает четырёхканальный реограф типа Р4-02, дисплей, алфавитно-цифровое печатающее устройство, (АЦПУ), осциллограф, ЭВМ типа "Электроника - 60М". В состав ЭВМ включены четырёхканальный десятиразрядный АЦПУ, перепрограммируемое запоминающее устройство, процессор и интерфейсы внешних устройств. Система реализует измерение следующих параметров периферической гемодинамики: периферического кровотока, минутного периферического кровотока, отношения периферических кровотоков двух каналов (первого и второго, третьего и четвертого), отношения площадей систолической и диастолической ветвей реограммы, отношения площадей систолической и диастолической ветвей к полной площади цикла. Указанные параметры удобно использовать для оценки периферического кровотока интересующих участков тела, а также для сравнительной оценки кровоснабжения симметричных органов (например, верхние и нижние, правые и левые доли лёгких).

Комплекс алгоритмов и программ системы обеспечивает её функционирование в следующих режимах:

- ввод по заданному числу каналов калибровочного сигнала реографа;
- измерение калибровочных коэффициентов в каждом из заданных каналов;
- ввод в ЭВМ исследуемых аналоговых сигналов реографа;
- измерение необходимых параметров реограмм в каждом из каналов;
- вычисление показателей кровенаполнения и вывод их значений на АЦПУ.

В основу вычисления величины периферического кровотока положены соотношения, которые были рассмотрены в главе 2. Они связывают приращение объёма участка тела ΔV в момент систолы с изменением его сопротивления ΔR за счёт кровенаполнения: $\Delta V = (L^2/R^2)\Delta R\rho$, где L - межэлектродное расстояние, см; R - базовое сопротивление исследуемого участка, Ом; ΔR - изменение сопротивления за время систолы, Ом; ΔV - изменение объёма участка тела, мл; ρ - удельное сопротивление крови. Это соотношение для реографа Р4-02 может быть преобразовано к виду: $\Delta R = 0.1H/K$, где H - максимальное значение систолического подъёма сигнала, определённое по сигналу реограммы после

его преобразования АЦПУ; K - калибровочный коэффициент, равный размаху сигнала калибровки после его ввода в ЭВМ.

Если предположить, что $\rho = 150$ Ом см, то выражение для вычисления периферического кровотока РК для данного комплекса можно переписать следующим образом:

$$PK = 15HL^2/KR^2.$$

Для определения периферического кровотока РК необходимо произвести измерение калибровочного коэффициента K в режиме калибровки и максимального значения систолы H для данного цикла анализируемой реограммы.

При измерении площадей под систолической и диастолической ветвями необходимо найти точки начала систолы K_1 и конца диастолы K_4 , а также точку инцизуры K_2 . Отсчёт с номером K_2 принимается соответствующим максимуму систолы H . Для реализации процедуры обнаружения начала систолы K_1 и конца диастолической ветви K_4 первоначально используется порог обнаружения: $U = MX/MU$, где MX - максимальное значение анализируемого сигнала реограммы в данном канале; MU - коэффициент вычисления порога.

Устойчивость используемого алгоритма предварительного поиска точек K_1 и K_4 , как точек пересечения систолы и диастолы с порогом, зависит от дрейфа изолинии исследуемой реограммы и значения порога U . При незначительном дрейфе (2-3% H) алгоритм устойчиво работает при достаточно низком пороге ($MU = 15-20$). Значительно чаще в реальных условиях дрейф изолинии превышает указанную величину, в связи с чем приходится выбирать значения коэффициента MU в диапазоне 5-10.

За начало систолы первоначально принимается элемент массива с номером $K_1 = i$ при условии, что $X(i-1) \leq U$ и $X(i) \geq U$, а последним элементом диастолы по аналогии является элемент с номером $K_4 = i$, для которого выполнены условия $X(i) > U$ и $X(i+1) \leq U$, где $X(i)$ - i -й элемент массива реограммы в данном канале. Найденные таким путём значения K_1 и K_4 при высоком пороге U могут незначительно отличаться от истинных точек начала систолы и конца диастолы. Поэтому в дальнейшем для каждого цикла реограммы производится уточнение положения этих характерных точек кривой путём поиска ближайших к ним минимумов слева от K_1 и справа от K_4 . В качестве величин, пропорциональных площадям под сигналами во время систолы и диастолы, используются суммы вида

$$i=K_1-1 \quad X(i) + X(i+1)$$

$$i=K_4-1 \quad X(i) + X(i+1)$$

$$S1 = \sum_{i=k1}^{2} \text{и} \quad S2 = \sum_{i=k3}^{2}$$

При этом величина $S0=S1+S2$ пропорциональна общей площади под данной кривой.

Для определения номера элемента $K3$, соответствующего инцизуре, после нахождения максимального элемента H систолы на катакоте до точки K_4 применяется поиск точки "седловина". Если в результате слабой выраженности дикротического зубца "седловина" в явном виде на катакоте не обнаруживается вплоть до элемента с номером K_4 , то поиск инцизуры повторяется заново по критерию первого уменьшения относительно предыдущего шага скорости спадения катакоты.

Для определения частоты сердечных сокращений f_{cc} используется соотношение: $f_{cc}=60F/[K_2(II)-K_2(I)]$, где F - частота дискретизации входных сигналов. Гц; $K_2(I)$ и $K_2(II)$ - номера максимальных элементов систол первого и второго последовательных циклов в первом канале.

Укрупнённая структурная схема алгоритма работы системы приведена на рисунке 6.49. После загрузки комплекса программ производится ввод исходных данных: R_1+R_1 значения базовых сопротивлений для каждого из каналов; L_1+L_4 - расстояние между электродами; MU - коэффициент вычисления порога; $K20$ - число используемых каналов; $K30$ - планируемое число экспериментов.

После ввода массивов калибровочных сигналов для каждого из них производится определение соответствующих калибровочных коэффициентов K_1+K_4 , значения которых выводятся на АЦПУ. Для калибровки вводятся отрезки сигнала длительностью $1с$ с частотой дискретизации $100Гц$. Ввод анализируемых реограмм производится в состоянии покоя в фазе неполного выдоха после некоторой паузы с момента задержки дыхания для уменьшения дрейфа изолинии. Длительность вводимых реализаций реограмм принята равной $6с$. При такой длительности обеспечивается получение хотя бы трёх полных циклов даже при частоте сердечных сокращений 40 в минуту. Необходимое значение частоты дискретизации обеспечивается программно путём подбора величины интервала времени между двумя последовательными обращениями к АЦПУ для считывания информации. Над сигналами в каждом из каналов последовательно выполняются следующие процедуры:

- поиск минимального элемента MN анализируемого массива и вычитание его значения из всех элементов массива;
- поиск максимального элемента MX и вычисления порога U ;
- поиск характерных точек кривой K_1, K_2, H, K_3, K_4 и расчёт f_{cc} по сигналу в первом канале;

- вычисление периферического кровотока PK и определение площадей S_1, S_2, S_0 ;

- определение по трём последовательным циклам средних значений периферического кровотока PKS , площади под систолой SS_1 , площади под диастолой SS_2 и полной площади под кривой SS_0 ;

вычисление относительных величин вида

$$SAP = \frac{SS_1}{SS_0} \cdot 100\%; \quad SKP = \frac{SS_2}{SS_0} \cdot 100\%; \quad AK = \frac{SS_1}{SS_2}$$

вычисление периферического кровотока за минуту

$$MO = PKS \cdot f_{cc}$$

После выполнения обработки сигналов во всех заданных каналах вычисляются отношения вида:

$$GL = \frac{PKS(1)}{PKS(2)} \cdot 100\%; \quad GP = \frac{PKS(3)}{PKS(4)} \cdot 100\%$$

и результаты обработки выводятся на АЦПУ.

Аппаратура для съёма и анализа электрофизиологической и фотометрической информации может входить в состав различных автоматизированных рабочих мест врачей, которые в свою очередь могут входить в состав автоматизированных систем типовых лечебных учреждений различного профиля.

На рисунке 6.50 приведена одна из возможных структур медицинской интегрированной сети. Знак $\uparrow\downarrow$ обозначает программно-управляемое включение связи, что позволяет обеспечивать возможность одновременной и независимой работы базы данных и базы знаний с АРМами врачей.

Основные информационные потоки в системе проходят по следующей схеме. Данные о пациентах накапливаются в базе данных, управляемых АРМом диспетчера, и, по мере необходимости, через АРМ доврачебного контроля, через который она снабжается предварительными объективными данными и заключениями, передаются на АРМ соответствующего специалиста. В зависимости от типа решаемой задачи и информации, находящейся в формализованной записи о состоянии пациента, полученной из базы данных, на

АРМ врача-специалиста вызывается соответствующий диагностический алгоритм или другие знания из базы знаний. Взаимодействие алгоритмов и информационных блоков, вызываемых из базы знаний с информацией из формализованной записи о состоянии пациента, приводит к принятию искомого решения и трансформации формализованной записи, которая в свою очередь возвращается в базу данных АРМ диспетчера.

Рассмотренные устройства, конечно же, не исчерпывают всего многообразия автоматизированных систем, успешно работающих в клиниках и медицинских научных центрах. Информацию о других разработках можно получить в рекламных проспектах фирм-производителей медицинской техники, рекламных материалах тематических выставок, а также по материалам научных публикаций, к которым мы и можем отослать пытливого читателя.

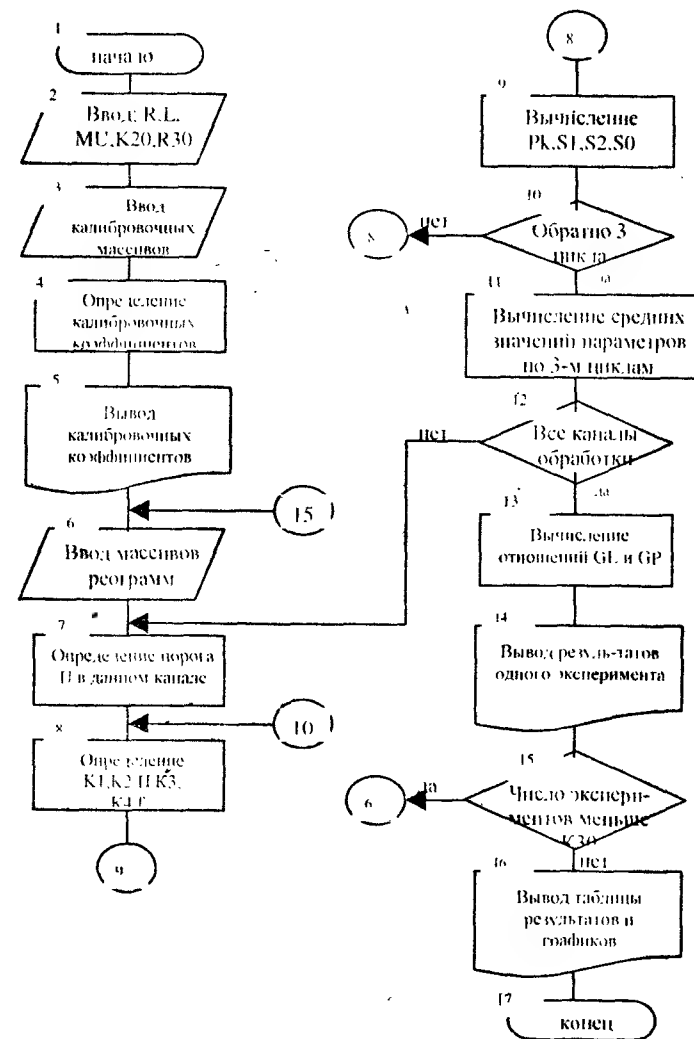


Рисунок 6.49. Алгоритм работы исследования периферического кровообращения.

АРМ врача-специалиста вызывается соответствующий диагностический алгоритм или другие знания из базы знаний. Взаимодействие алгоритмов и информационных блоков, вызываемых из базы знаний с информацией из формализованной записи о состоянии пациента, приводит к принятию неких решений и трансформации формализованной записи, которая в свою очередь возвращается в базу данных АРМ диспетчера.

Рассмотренные устройства, конечно же, не исчерпывают всего многообразия автоматизированных систем, успешно работающих в клиниках и медицинских научных центрах. Информацию о других разработках можно получить в рекламных проспектах фирм-производителей медицинской техники, рекламных материалах тематических выставок, а также по материалам научных публикаций, к которым мы и можем отослать пытливого читателя.

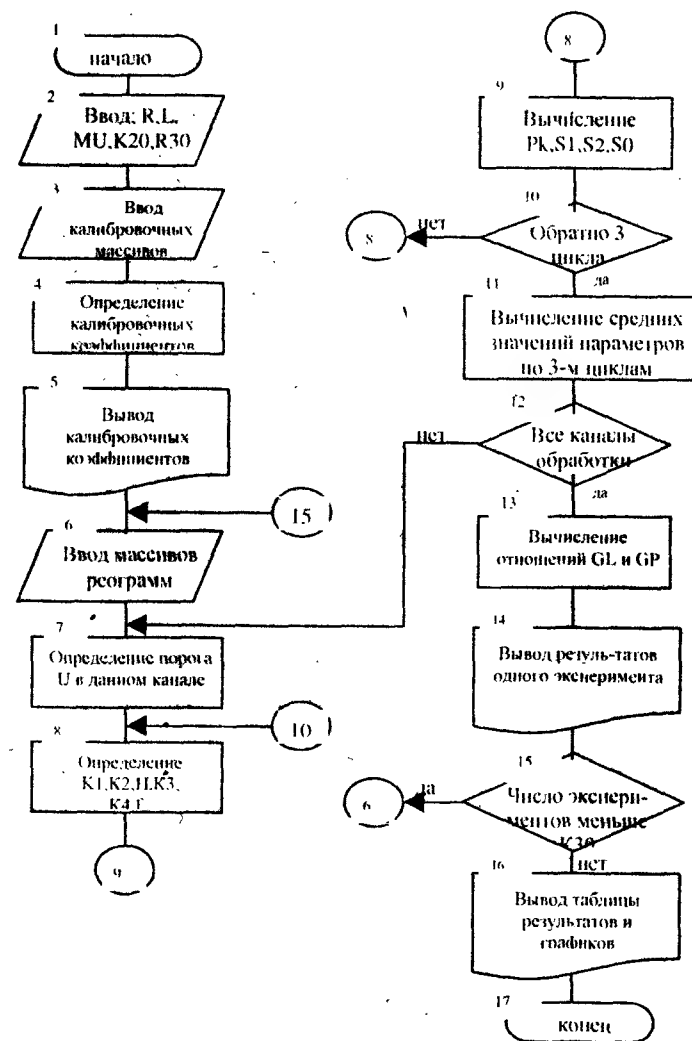


Рисунок 6.49. Алгоритм работы исследования периферического кровообращения.

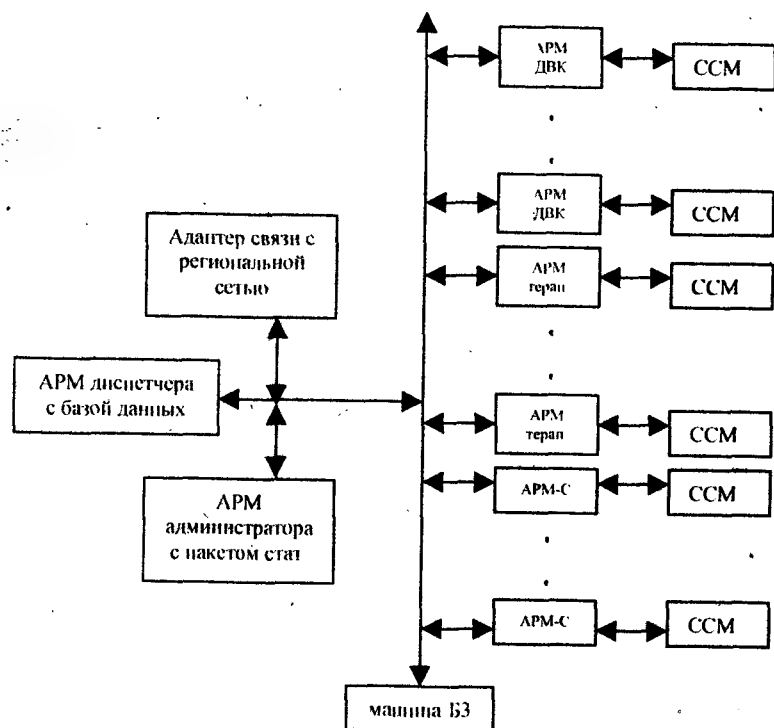


Рисунок. 6.50. Структура медицинской интегрированной сети.

ГЛАВА 7. УСТРОЙСТВА ОТОБРАЖЕНИЯ ИНФОРМАЦИИ

К средствам отображения информации обычно относят стрелочные приборы, светоизлучающие полупроводниковые диоды, цифровые или полупроводниковые индикаторы и плоские панельные дисплеи, которые могут быть выполнены на электронно-лучевых трубках (ЭЛТ), светоизлучающих диодах и жидких кристаллах. Из перечисленных средств отображения только дисплеи имеют достаточно сложное управление, а остальные индикаторы включаются в соответствии с их паспортными данными. Поэтому рассмотрим более подробно схемотехнику построения устройств отображения информации на основе дисплеев.

7.1. Аппаратные средства отображения информации на экране ЭЛТ

Одним из самых простых методов формирования изображения на экране ЭЛТ является аналоговый метод, применяемый, например, в электрокардиооскопах. На рисунке 7.1 приведена структура такой схемы отображения [17].

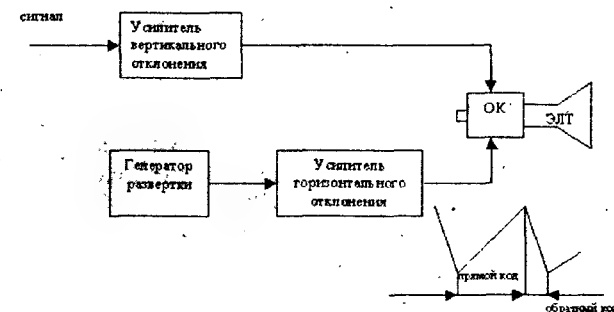


Рисунок 7.1. Структура схемы отображения аналоговым методом.

В этой схеме луч ЭЛТ перемещается в горизонтальном направлении медленно слева направо под воздействием усиливающегося напряжения, формируемого генератором развертки (прямой ход). Когда луч доходит до правой границы экрана, генератор развертки быстро уменьшает напряжение и луч возвращается в исходное состояние (обратный ход). Если на вертикальные отклоняющие катушки (ОК) ЭЛТ подать изменяющийся во времени электрофизиологический сигнал (ЭФС), это вызовет соответствующее отклонение луча по вертикали и сформирует искомую "картинку" на экране ЭЛТ.

Поскольку часто ЭФС лежит в низкочастотном диапазоне, используют ЭЛТ со средним временем послесвечения люминофора, но и такие ЭЛТ не обеспечивают непрерывного засвечивания экрана лучом, что приводит к потере наглядности изображения. Поэтому широкое распространение получают цифровые методы формирования изображения, которые делятся на векторные и растровые (телевизионные). В векторных системах отображения изображение строится не по отдельным точкам, а формируется из отрезков прямых, дуг и т.д., что создает гладкое изображение сигналов.

В одном из вариантов построения векторных отображений ЭФС после преобразования в цифровой код запоминается в оперативной памяти, из которой периодически считывается и через ЦАП подается на катушки вертикального отклонения. При достаточно большой частоте повторения считывания изображение становится незатухающим с хорошим качеством, но при этом требуется достаточно мощная система управления. Поэтому более широкое распространение в практических системах получили растровые системы отображения.

При растровом способе формирования изображения электронный луч перемещается по горизонтали и вертикали под действием пилообразных напряжений соответствующих генераторов. Сигнал подается на модулятор тока электронного луча в тот момент времени, когда нужно обеспечить изображение в заданном месте развертки луча. В телевизионных системах применяется горизонтальный растр с чересстрочной разверткой. При этом луч проходит вначале по всем нечетным строкам, а затем по всем четным строкам кадра. Таким образом, один кадр передается двумя полукадрами (полями). Частота мельканий напряжения определяется частотой передачи полей.

В специализированных цифровых дисплеях, например, для кардиомониторов, используется прогрессивное разложение. На рисунке 7.2 показан способ формирования раstra при вертикальном растре и построение горизонтальной линии на нем. Качество изображения в таких системах определяется числом уровней квантования и частотой дискретизации во времени.

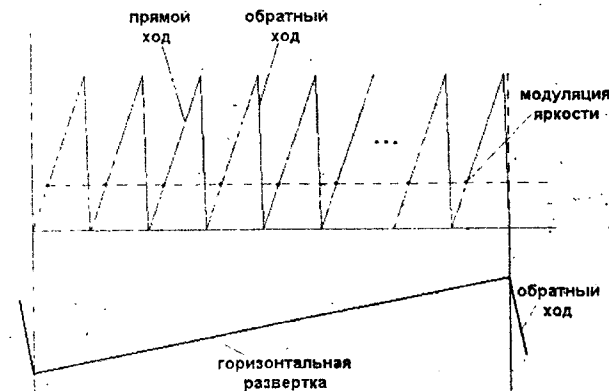


Рисунок 7.2. Схема формирования раstra.

Для создания незатухающего изображения ЭФС и его перемещения по экрану используется специальное запоминающее устройство, в которое последовательно записывают коды дискретизованных сигналов, а считывание осуществляют в порядке, соответствующем разложению кадра по строкам. Каждой строке раstra ставится в соответствие код отсчета АЦП, соответствующий амплитуде сигнала в момент преобразования. Считанный из АЦП код с помощью преобразователя код-время трансформируется в импульс подсветки луча, причем, чем больше код, считанный из ОЗУ, тем дальше от начала строчной развертки произойдет засветка. Таким образом, ячейки памяти "привязываются" к номерам строк развертки, и на каждой строке формируется одна точка засветки. Незатухающее изображение образуется за счет повторов опроса всех ячеек памяти кадра в течение каждой развертки. Перемещение изображения ЭФС на экране осуществляется тем, что в моменты записи новых кодов в ОЗУ производится смещение адресов считывания памяти относительно номеров строк раstra. Объем используемой памяти должен соответствовать числу строк в растре (количество ячеек памяти) и разрядности АЦП (разрядность ОЗУ).

В современных системах отображения реализуется ряд дополнительных возможностей: масштабирование изображений, наложение изображений графиков и символов, введение в изображение подвижных меток и символов и т.д. Эти и другие функции реализуются по программе отображения данных микропроцессорными системами (МПС) [17].

Дисплеи могут использовать собственные МПС или использовать МПС медицинского прибора. Формирование символов и графиков на экране ЭЛТ можно осуществлять, используя специальные видео-ОЗУ, которые представляют собой запоминающие устройства, где каждый бит соответствует строго оп-

ределенной точке раstra, а при использовании цветных мониторов для формирования различных цветовых сигналов, каждой точке раstra соответствует несколько бит видео-ОЗУ. Для формирования изображений на экране микропроцессор посылает в видео-ОЗУ соответствующие массивы данных, а информация из ОЗУ считывается с частотой повторения кадров синхронно с ходом луча по раstrу. Эти сигналы управляют яркостью засвечивания точек на экране ЭЛТ.

Следует иметь ввиду, что для формирования движущихся негаснущих изображений требуется либо скоростной специализированный процессор, либо применение дополнительного запоминающего устройства электрофизиологического сигнала (ЗУ^{ЭФС}), в котором осуществляется аппаратный сдвиг ординат отображаемой кривой, а процессор используется только для программного управления скоростью движения ЭФС и его остановкой. При таком режиме возможно также наложение изображений на экране. Чтобы сократить время работы микропроцессора на формирование изображений, коды ЭФС с АЦП могут пересылаться в память в режиме прямого доступа (ПДП), минуя шину микропроцессора.

На рисунке 7.3 изображена структурная схема дисплея кардиомонитора (ритмокардиоскопа РКС-02).

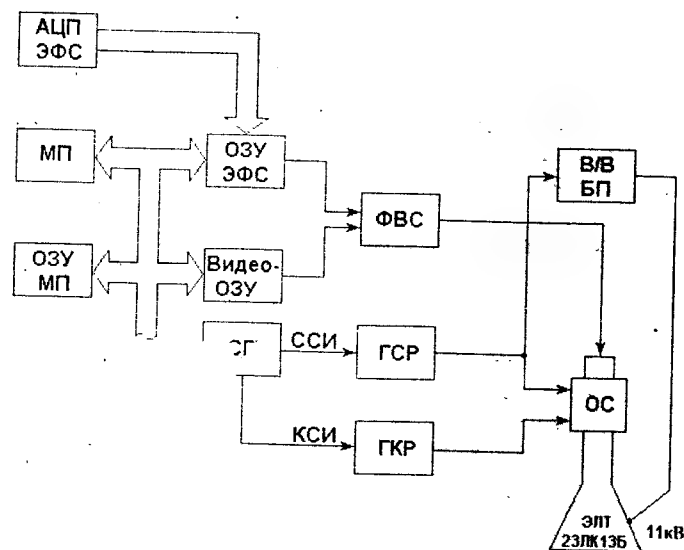


Рисунок 7.3. Структура дисплея кардиомонитора.

В этой схеме символично-графическая информация формируется микропроцессором МП и по интерфейсу передается в видео-ОЗУ. Коды электрофизиологического сигнала, дискретизованные в АЦП, поступают в ОЗУ^{ЭФС}. Поскольку в этой схеме используется телевизионный способ развертки, то для формирования раstra используются соответствующие генераторы строчной (ГСР) и кадровой (ГКР) разверток, синхронная работа которых обеспечивается от одного синхрогенератора (СГ), формирующего запускающие синхроимпульсы ССИ и КСИ. Видеосигнал формируется формирователем ФВС из кодов, поступающих из ОЗУ^{ЭФС} и видео-ОЗУ. Частота кадров выбрана 25Гц и частота строк - 26,6кГц. От строчных импульсов работает преобразователь высокочастотного источника питания ЭЛТ (В/В БП).

Генератор кадровой развертки собран по схеме, приведенной на рисунке 7.4.

Кадровые синхроимпульсы частотой 25Гц запускают формирователь пилообразного напряжения, которое последовательно усиливается усилителем напряжения (УН) и мощности (УМ) и далее передается на отклоняющую катушку кадров. Формирователь пилообразного напряжения может быть исполнен на основе транзисторного ключа с перезаряжаемым конденсатором. При отсутствии КСИ, конденсатор ФПН медленно заряжается от Еп через резистор R1. Время заряда, а значит и величина максимального напряжения при прямом ходе, определяется величиной R1. При приходе КСИ транзисторный ключ открывается, и через него соответствующий конденсатор быстро разряжается (обратный ход). Получаемое таким образом пилообразное напряжение на входе УН конденсатором С1 делается симметричным относительно нуля. Усиленное УН напряжение дополнительно усиливается по мощности схемой, которая обычно представляет собой двухтактный усилитель на транзисторах с различными типами проводимости. Катушка отклоняющей системы через малое сопротивление R4 соединяется с "землей". Цепи отрицательной обратной связи УМ позволяют регулировать линейность кадровой развертки на краях кинескопа.

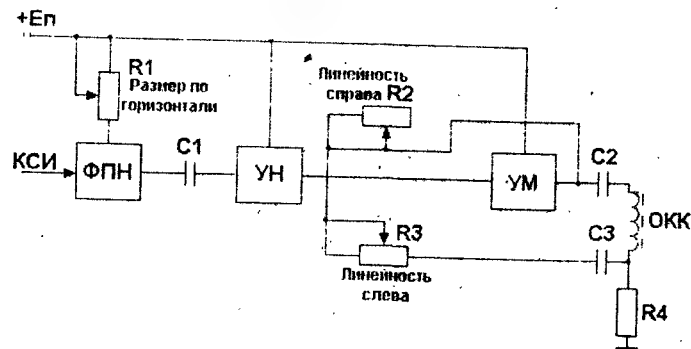


Рисунок 7.4. Схема генератора кадровой развертки.

Промышленно выпускаются интегральные схемы генераторов телевизионной развертки, например, типа К174 ГЛ1, К174 ГЛ2, 1051ХА1.

На рисунке 7.5 представлен возможный вариант формирователя строчной развертки.

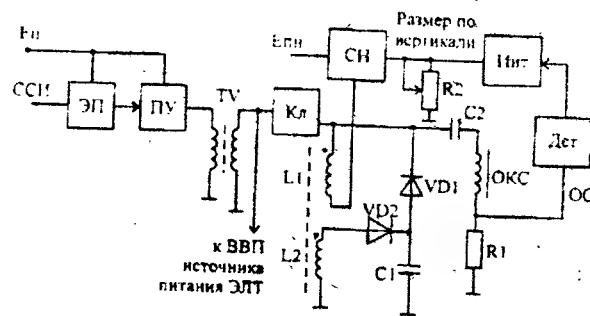


Рисунок 7.5. Схема формирователя строчной развертки.

В этой схеме используется ключевой принцип формирования импульсов отклоняющего тока с коррекцией формы и стабилизации тока. Строчные синхронимпульсы через эмиттерный повторитель (ЭП) усиливаются промежуточным усилителем. Со вторичной обмотки импульсного трансформатора TV они поступают на вход двустороннего ключа (КЛ), собранного на транзисторе и

диоде $VD1$. Питание ключа осуществляет дроссель $D1$. Для получения неискаженного изображения на экране плоской ЭЛТ формируется напряжение S-образной формы с помощью корректирующей цепочки $L2$, $VD2$, $C1$. Стабилизация напряжения (стабильный размер строк) обеспечивается следующим образом. С резистора $R1$ снимается напряжение отрицательной обратной связи, пропорциональное току, протекающему через отклоняющую катушку строк (ОКС). Это напряжение детектируется (Дет), интегрируется (Инт), и полученный таким образом сигнал управляет стабилизатором напряжения (СН), который в свою очередь питает выходной каскад формирователя строчной развертки. Со вторичной обмотки TV снимается сигнал для высоковольтного преобразователя ВВП.

Высоковольтный источник питания обычно выполняется с помощью строчного трансформатора аналогично тому, как это принято в телевизионных приемниках. Вариант такого источника со стабилизацией высокочастотного напряжения приведен на рисунке 7.6.

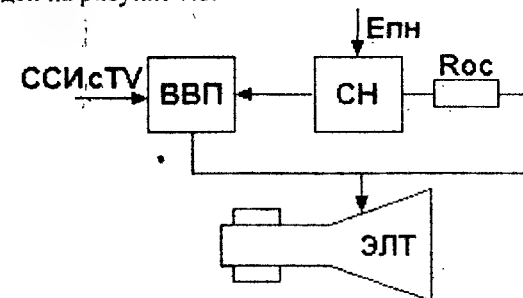


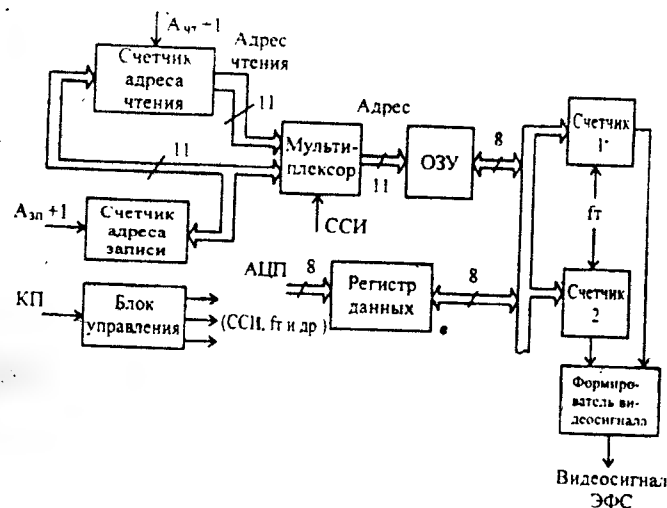
Рисунок 7.6. Схема высоковольтного источника питания.

Стабилизация осуществляется за счет подачи части высоковольтного напряжения через резистор обратной связи на стабилизатор напряжения. Отрицательная ОС обеспечивает компенсацию падения напряжения на выходе строчного трансформатора повышением напряжения в его первичной обмотке.

Генератор синхронимпульсов представляет собой задающий генератор, работающий на частоте, соответствующей частоте следования точек в строке, и делитель частоты для получения ОСИ и КСИ, заданной частоты и длительности.

Интерференция кадровой частоты строк и частоты сети приводит к появлению "волновых изображений". Для исключения этого явления используют кварцевую стабилизацию тактовой частоты или автоподстройку на основе фа-

ОЗУ ЭФС обеспечивает формирование на экране ЭЛТ изображения электрофизиологического сигнала со скоростью 25 и 50 мм/с с возможностью остановки изображения. Структурная схема ОЗУ ЭФС представлена на рисунке 7.7.



Код из АЦП поступает на вход регистра данных. Сигналом того, что эти данные надежно сформированы, служит сигнал "конца преобразования" (КП), поступающий с АЦП. Из регистра данных коды ЭФС поступают в 1024 ячейки ОЗУ, построенного на микросхеме К537РУ8 с организацией 1Кх8, что соответствует числу строк развертки. Считывание кода места засветки точки по строке из ОЗУ осуществляется с помощью счетчика адреса чтения синхронно со строчной разверткой. Этот счетчик опрашивает все ячейки памяти за один кадр развертки. Начальное состояние счетчика адреса чтения, привязанное к первой строке кадра (начало кадра), зависит от состояния счетчика адреса записи. Если

Поскольку задано число N строк в кадре, которое определяет дискретизацию изображения на экране ЭЛТ, то частота дискретизации АЦП не совпадает с частотой дискретизации изображения. Частота записи кодов ЭФС в память определяется из выражения

где N - число строк в кадре,
V - скорость движения изображения, мм/с,
L - размер изображения по горизонтали.

В этой схеме $f_{\text{зат}}$ формируется делителем частоты из импульсов строчной развертки. Изменяя коэффициент деления делителя, по команде из МП можно, менять скорость движения изображения ЭФС. Например, для скорости 50 мм/с $f_{\text{зат}} = 425$ Гц.

Данные из ОЗУ считываются в счетчик 1, работающий на вычитание с частотой f_1 . Когда счетчик досчитает до нуля, вырабатывается сигнал засветки. То есть, счетчик 1 играет роль преобразователя код-время для строки. Для формирования вертикальных линий изображения в схеме используется счетчик 2, причем для каждой строки изображения считывается дважды из памяти адреса и последующего. Оба счетчика одновременно начинают работать на вычитание и формируют два импульса окончания счета (состояние "0"). Если участок изображения ЭФС горизонтален, то импульсы конца счета совпадают по времени, формирователь видеосигнала вырабатывает один сигнал. При наклоне изображения ЭФС импульсы "нуля" со счетчиков не совпадают, и формирователь видеосигнала вырабатывает импульс, начало которого определяется ранее сработавшим счетчиком, а конец - поздним. Таким образом, по строке высвечивается не точка, а линия, и тогда изображение будет состоять из отрезков вертикальных линий.

Видео-ОЗУ предназначено для хранения и вывода алфавитно-цифровой и графической информации, дополнительной к отображению сигнала, на экран ЭЛТ. Обращение МП к видео-ОЗУ удобно осуществлять во время обратных ходов лучей строчной и кадровой разверток, то есть, когда изображение не формируется и, соответственно, нет чтения информации из видео-ОЗУ. Реализуется также режим "прозрачного" видео-ОЗУ, когда обращение МП к соответствующему ОЗУ может производиться в любой момент времени с небольшим замед-

лением, то есть, такое обращение производится, как к обычному ОЗУ. На рисунке 7.8 приведена возможная структура видео-ОЗУ.

Адрес для обращения к ОЗУ формируется через мультиплексор либо от МП через регистр адреса, либо от счетчика адреса, работающего с тактовой частотой расгря. Формирование точки "засвета" на экране ЭЛТ осуществляется также, как в ОЗУ ЭФС путем считывания информации из ОЗУ в регистр сдвига, который работает как преобразователь код-время под управлением сигнала f_t . Регистр данных позволяет считывать МП информацию из ОЗУ в то время, когда работает регистр сдвига, формирующий изображения на экране ЭЛТ с количеством строк на кадр - 1024.

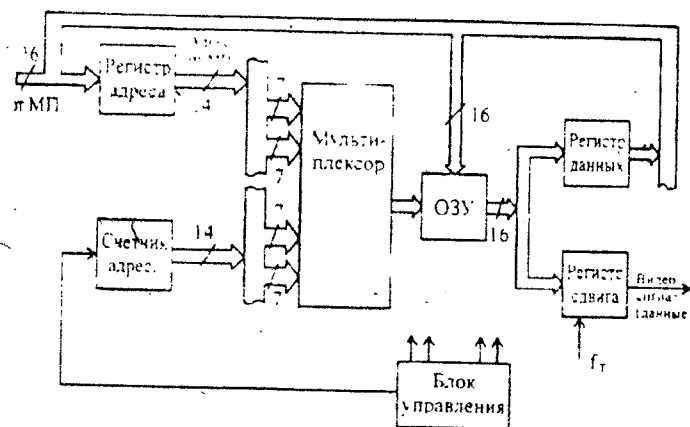


Рисунок 7.8. Структура видеоОЗУ.

Отображение информации из видео-ОЗУ удовлетворительного качества отображения можно достичь на 512 строках. Учитывая, что развертка состоит из 1024 строк, каждая из 512 строк, формируемого видео-ОЗУ, состоит из двух строк, поэтому техническая реализация схемы видео-ОЗУ обеспечивает повторение на второй строке адресов первой строки и далее аналогично для всех четных и нечетных строк. Доступ к видео-ОЗУ осуществляется в режиме разделения времени с микропроцессором (480 мс для блока управления видео-ОЗУ и 480 мс для МП). Поскольку видеосигнал видео-ОЗУ и видеосигнал ЭФС суммируются, то изображения на экране ЭЛТ могут накладываться друг на друга.

Так как телевидение во всем мире является массовым, первое стремление было приспособить обычный (соответственно дешевый) телевизионный приемник или его низкочастотную часть для отображения информации от компьютера. Это привело, в первую очередь, к установке в компьютер модулятора (устройства, вырабатывающего полный телевизионный сигнал) для прямого подключения к серийному телевизору через антенный вход или по НЧ. Однако качество отображения обычного телевизора оказалось достаточным лишь для простых компьютеров, например, видеонгровых или домашних, поэтому дальнейшее совершенствование видеомониторов пошло несколько вперед в направлении телевидения. Необходимо было повысить разрешающую способность экрана, его стабильность и четкость.

Это повлекло за собой повышение строчной, кадровой частоты, использование цветных ЭЛТ с более мелкой сеткой маски. Требования по совместимости новых видеомониторов с более ранними компьютерами и вышеуказанные требования обусловили повышенную их сложность относительно телевизоров.

7.2. Основные принципы построения современных видеомониторов

7.2.1. Видеомониторы на ЭЛТ

Современные растровые видеомониторы (ВМ) для компьютеров используют принципы построения сходные с применяемыми в телевизионной технике, но отличаются от последних отсутствием радиотракта и схем для обработки видеосигналов (блока цветности), а также специфическим набором органов управления, необходимым только для коррекции кондиции изображения на экране, так как основные режимы работы устанавливаются программно через компьютер. Ниже на рисунке 7.9 приводится обобщенная блок-схема ВМ, на которой показаны все необходимые для обеспечения его работы функциональные узлы и элементы управления. На рисунке 7.9 показаны основные соединения между узлами, некоторые, требующие пояснения подписаны дополнительно. Элемент, узел или соединение, отмеченное пунктиром, может отсутствовать в монохромных или других моделях ВМ.

Главным элементом ВМ является ЭЛТ с отклоняющей системой (кадровыми отклоняющими катушками — КК и строчными — СК). Все остальные элементы, показанные на блок-схеме, служат для обеспечения режима работы ЭЛТ и согласования сигналов от компьютера.

Так как в цветных ВМ должно быть предусмотрено периодическое размагничивание маски ЭЛТ для поддержания "чистоты цвета", они оборудуются петлей размагничивания, которая работает автоматически каждый раз при

включении ВМ. В высококачественных ВМ предусматривается дополнительная возможность включить размагничивание в любой момент работы, для чего на переднюю панель устанавливается кнопка "DEGAUSS".

Как и в обычном телевизоре для получения раstra на экране ВМ необходимы узлы строчной и кадровой разверток. Задаточные генераторы для этих узлов, как правило, сильно связаны с блоком управления, поэтому на блок-схеме они показаны вместе.

Информация от компьютера поступает на входной разъем ВМ и далее на узел обработки видеосигналов для преобразования в сигналы с уровнями напряжений управления модуляторами ЭЛТ. Для ВМ типа CGA, MDA, MCGA, HGC и EGA в функции этого узла входит дополнительно преобразование входных видеосигналов с уровнями TTL в сигналы RGB (матрицирование) для декодирования цветовой и яркостной информации поступающей от компьютера. В состав узла обработки видеосигналов входит также плата ЭЛТ, которая служит для подключения непосредственно к цоколю ЭЛТ. Оконечные видеоусилители, как правило, располагаются на этой плате, а другие схемы узла обработки видеосигналов могут находиться на ней или на основной плате ВМ.

Блок питания ВМ вырабатывает все необходимые напряжения для питания узлов показанных на блок-схеме, кроме ускоряющего напряжения HV для ЭЛТ, которое для обеспечения большей стабильности традиционно вырабатывается в высоковольтном блоке узла строчной развертки. В блоке питания цветного ВМ обычно интегрируются и схемы питания петли размагничивания.

Узел управления служит для контроля входных сигналов от компьютера (синхроимпульсов) и установки режимов работы узлов разверток, обработки видеосигналов, блока питания для поддержания и коррекции установленного режима изображения. Так как информация о видеорежимах от компьютера поступает в ВМ в виде комбинации полярностей синхроимпульсов (для простых режимов) и их частот (режимы SVGA), узел управления выполняет довольно сложную задачу по определению параметров разверток и управлению другими узлами. В функции узла управления входит также обеспечение защиты ЭЛТ от аварийных ситуаций и обеспечение дежурного режима для экономии мощности (режим GREEN) когда ВМ не используется оператором. В современных моделях ВМ в узле управления все чаще применяют микропроцессоры с набором специализированных микросхем, которые обеспечивают сохранение всех установок и простое управление для пользователя.

Каждый из указанных на блок-схеме узлов ВМ снабжается необходимым набором управляющих элементов для настройки режимов работы. Большинство таких элементов используются для установки в процессе заводской регулировки, обычно они недоступны пользователю, а на переднюю панель ВМ выносятся

только необходимые, например, регулировка яркости, контрастности, коррекции размеров изображения.

Как и всякий прибор, ВМ конструируется по вполне определенному техническому заданию, которое должно соответствовать области его применения, из чего образуются его технические характеристики.

Основными характеристиками ВМ являются:

- Перечень режимов, в которых он может работать.
- Размер экрана ЭЛТ
- Тип, уровни видеосигналов и синхросигналов.

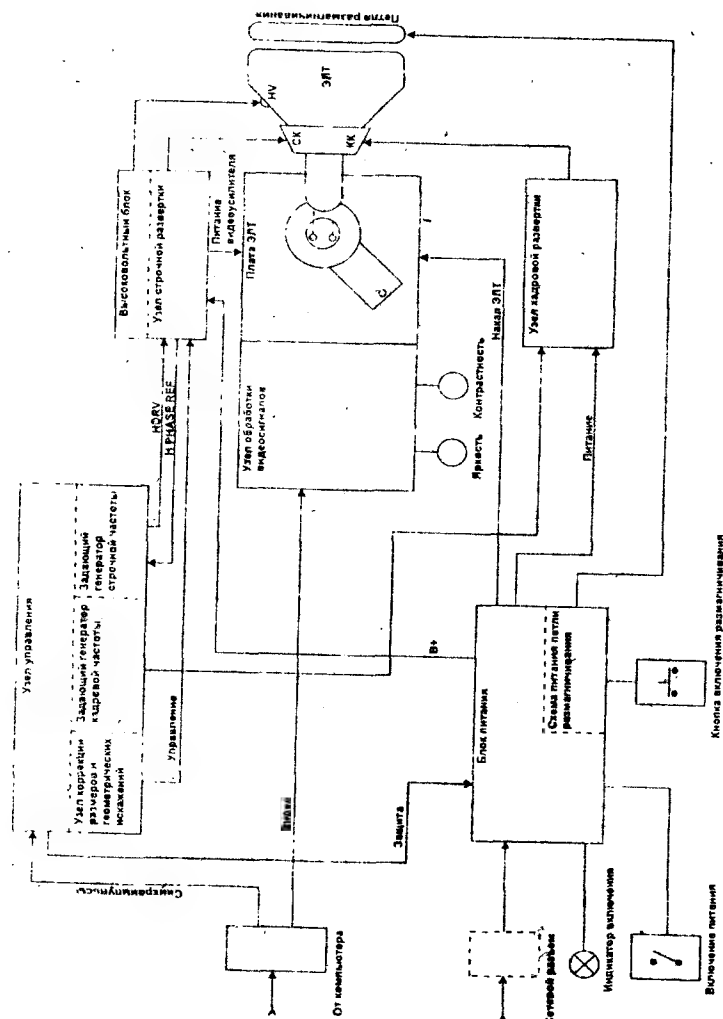


Рисунок 7.9. Обобщенная блок-схема ВМ.

В ходе проектирования, конструкторской проработки и в стадии производства ВМ определяются и другие (вторичные) технические характеристики, которые определяются потребительскими требованиями и уровнем развития техники на момент выпуска.

К таким характеристикам относятся:

- Конструкция ЭЛТ, электронной пушки, система отклонения луча.
- Максимальная яркость, контрастность изображения.
- Размер светящегося пятна от электронного луча.
- Точность геометрического отображения.
- Полоса пропускания оконечных видеоусилителей.
- Стабильность поддержания размеров изображения.
- Время достижения установившегося режима (время прогрева).
- Время непрерывной работы.
- Напряжение питающей сети и потребляемый ток.
- Габаритные размеры и вес.
- Пределы окружающей температуры при работе и хранении.
- Выдерживаемые вибрационные и ударные нагрузки.
- Среднее время наработки на отказ.
- Величины излучаемых электрических и магнитных полей.
- Величина рентгеновского излучения.

Кроме всех перечисленных выше характеристик конструкция ВМ должна обеспечивать дизайн, безопасность и уровень радиопомех в рамках соответствующих международных норм.

Как видно из вышеизложенного, полный перечень технических характеристик ВМ весьма внушителен, однако полностью он доводится до потребителя очень редко. Естественно такая информация обязательно существует у изготовителя ВМ, обычно в виде документации типа "TECHNICAL REFERENCE", но она в лучшем случае передается сервисным центрам или закупается дополнительно, а потребителю сообщаются только основные характеристики в виде описания для пользователя "OPERATION MANUAL". В таком случае потребителю приходится зачастую при выборе ВМ оценивать качество его работы "на глаз" или полагаться на отзывы о работе конкретной модели от других пользователей, так как отсутствуют под рукой необходимые характеристики. Ниже приводится для примера относительно полный набор технических характери-

стик из описания "TECHNICAL REFERENCE" для BM типа HM-4119 производства фирмы "HITACHI"

Технические характеристики BM типа HM-4119.

- Характеристики применяемой ЭЛТ:
 - ЭЛТ с самосведением и размером диагонали 20" (51 см).
 - Угол отклонения луча 90°.
 - Тип электронной пушки ON-LINE.
 - Фокусировка пучка — электростатическая.
 - Отклонение луча — электромагнитное.
 - Размер пятна от луча 0.31 мм.
 - Цветовые свойства люминофоров (цветовые координаты и время послесвечения):
 - R (RED) X=0.610 Y=0.342 1.2 мс.
 - G (GREEN) X=0.298 Y=0.588 300 мкс.
 - B (BLUE) X=0.151 Y=0.064 250 мкс.
 - Защита экрана — стягивающий байдаж с отверстиями для крепления к корпусу BM.
 - Рабочее положение — большей стороной горизонтально.
- Характеристики входных сигналов:
 - Видеосигналы R, G, B положительной полярности с пиковым уровнем 0.7 В.
 - Входное сопротивление более 4 кОм (возможно подключение согласующих резисторов 75 Ом).
 - Режимы сигналов синхронизации:
 - Отдельные входы для строчных (HS) и кадровых (VS) синхронимпульсов отрицательной полярности с уровнями TTL.
 - Композитный синхросигнал с уровнем TTL.
 - Композитный синхросигнал, подмешанный к видеосигналу в канал G.
- Электрические характеристики:
 - Разрешение 1280 (по горизонтали) и 1024 (по вертикали) точки.
 - Частота разверток:
 - Строчной — 64 кГц.
 - Кадровой — 55 — 65 Гц.

- Время обратного хода:
 - По горизонтали — 3.5 мкс (макс.).
 - По вертикали — 550 мкс (макс.).
- Параметры видеоусилителей:
 - Полоса пропускания (по уровню -3 дБ) 15 Гц...100 МГц.
 - Время подъема и спада прямоугольного импульса менее 5 нс.
 - Максимальная перегрузка 10%.
- Геометрические характеристики изображения:
 - Размеры изображения на экране:
 - По горизонтали — 340 мм -2%.
 - По вертикали — 270 мм -2%.
- Пределы регулировки центровки:
 - По горизонтали — 6 мм.
 - По вертикали — 8 мм.
- Максимальное разведение лучей:
 - В центральной зоне (круг диаметром 270 мм) — 0.3 мм.
 - Вне центральной зоны — 0.5 мм.
- Искажения раstra:
 - Не должно быть отклонений точки от истинной позиции более чем на 1.5%.
 - Линейность по горизонтали и вертикали лучше 5%.
 - Изменения размеров раstra при изменении яркости от 0 до 100% не должны быть более 1%.
- Цветовые характеристики:
 - Сохранение уровня черного лучше 1% при изменениях яркости в пределах 10 — 90% от максимальной.
- Другие характеристики:
 - Время разогрева катода ЭЛТ — менее 20 с.
 - Время прогрева BM до стабильных характеристик изображения — 20 мин.
 - Защиты люминофора ЭЛТ:
 - По выключению питания.
 - Пронаданию сигналов синхронизации.
 - Повреждению в узлах отклонения луча.

- Размагничивание продолжительностью 15 сек:
 - Автоматическое при включении.
 - Ручное от кнопки.
- Питающее напряжение переменного тока частотой 47 – 63 Гц:
 - 87 – 132 В или 175 – 264 В (переключаемое).
 - Потребляемая мощность:
 - Нормальная – 200 Вт.
 - Максимальная – 250 Вт (при полной яркости изображения белого цвета на экране).
 - Пиковое потребление тока из сети:
 - При включении – 35 А.
 - При ручном размагничивании – 20 А.
 - Габаритные размеры 484x481x532 мм.
 - Масса 35 кг.
 - Рабочая температура окружающего воздуха 0 – 40°C. Температура при хранении -40 – + 70°C.
 - Влажность 10 – 90% при отсутствии конденсации.
 - Максимальные ударные нагрузки – 10д, вибрации – 0.5д.
 - MTBF (среднее время наработки на отказ) – 35000 час.
 - Рентгеновское излучение менее 0.5 мР/ч.

В последнее время появились новые модели ВМ, в названиях которых включены индексы LR и GP. Индекс LR обозначает пониженное излучение переменного магнитного и электрического поля (Low Radiation), например, монохромный монитор типа VDU LRV фирмы "ABECO" имеет следующие характеристики по излучающим полям:

Магнитное поле на удалении 30 см – менее 20 мТл/с. Электростатическое поле на удалении 30 см – менее + 2кВ/м.

Аналогичные излучения для обычного цветного телевизора более чем в 10 раз превышают указанные величины. Для цветных ВМ электромагнитные и электростатические поля выше, чем у монохромных, из-за более высокого ускоряющего напряжения и большей мощности в отклоняющей системе ЭЛТ, но для моделей LR уменьшение излучений достигается за счет специальных добавок в стекло экрана и покрытий, препятствующих накоплению зарядов, а также специальной конструкции катушек отклоняющей системы ЭЛТ.

Индекс GP относится к теме движения "зеленых" (GreenPeace) и означает возможность переключения ВМ в режим экономии питающей энергии в случае

его временного не использования, например, если он включен, а компьютер выключен или длительное время не используется.

Необходимо помнить, что для поддержания характеристик ВМ на должном уровне необходимо соблюдение соответствующих требований по установке и эксплуатации, которые иногда приводятся в руководстве пользователя. Некоторые требования и рекомендации важны для увеличения срока службы ВМ, поэтому они приводятся ниже:

- Для продолжительной работы ВМ температура внутри его корпуса не должна быть выше 50°C, поэтому, если ВМ устанавливается в тесном пространстве, должно быть предусмотрено пространство для доступа воздуха к нему или надо применять вентилятор.

- Нельзя устанавливать ВМ вблизи трансформаторов, вентиляторов и других излучающих магнитное поле устройств. Переменные магнитные поля приводят к "плаванию" изображения, а постоянные — к искажениям раstra и цветопередачи. Если все-таки необходимо расположить ВМ рядом с трансформатором, то необходимо последний экранировать или оборудовать короткозамкнутым витком. Магнитные поля величиной более 0.01Гс уже заметны на экране.

- Для уменьшения вибрации на месте установки ВМ необходимо пользоваться антивибрационной подставкой.

- Хотя ВМ сохраняет работоспособность при влажности в диапазоне 10 — 90%, лучше эксплуатировать его при значениях 30 — 70%, так как повышенная влажность приводит к уменьшению срока службы из-за окисления контактов разъемов и потенциометров.

- Хотя ЭЛТ в ВМ дает возможность получения высококонтрастного изображения, однако, следует избегать попадания прямого света на экран, чтобы избежать появления отсветов и бликов с экрана. При интенсивном освещении или появлении бликов глаз человека адаптируется к общей освещенности и относительная яркость экрана для глаза уменьшается, что приводит к желанию увеличить контрастность на ВМ, а работа ЭЛТ в предельных режимах может служить причиной уменьшения ее срока службы.

- Присутствие электростатических полей в ВМ вызывает притягивание пыли, поэтому должно быть предусмотрено, по возможности, ее отсутствие в месте установки.

- Напряжение питающей сети должно быть в пределах указанных в спецификации, но лучше не выходить за пределы 10% от указанного, тогда срок службы ВМ будет больше.

- Присутствие грязи на экране ухудшает антибликовые свойства его поверхности, нарушает контрастность изображения и ухудшает его фокусировку, поэтому нельзя трогать поверхность экрана пальцами.

- ЭЛТ является источником слабого рентгеновского излучения. Величина этого излучения зависит от ускоряющего напряжения на ЭЛТ, которое определяется схемой, поэтому при ремонте следует заменять детали только на указанные в схеме, чтобы излучение не превысило нормального значения. По этой причине после ремонта рекомендуется контрольное измерение ускоряющего напряжения.

- Подключение ВМ должно производиться специальными кабелями для предотвращения излучения радиопомех. Обычно, это несколько коаксиальных кабелей с нормированным волновым сопротивлением, заключенных в общую экранирующую оплетку (двойной экран), соединенную с корпусом.

7.2.2. Узел управления ВМ

Узел управления ВМ (в дальнейшем УУ) выполняет следующие задачи:

- Анализ синхронимпульсов от компьютера и определение необходимого режима работы.

- Установку рабочих частот задающих генераторов кадровой и строчной разверток и привязку их к синхронимпульсам,

- Получение сигналов для коррекции параметров раstra в соответствии с установленным режимом.

- Обработку сигналов от других узлов для защиты ЭЛТ и ИП при аварийных ситуациях.

- Обеспечение оператору доступа к набору подстроек на передней панели ВМ.

Несмотря на то, что на блок-схеме ВМ (рисунок 7.9) УУ показан отдельным блоком, некоторые его функции реально могут исполняться в других узлах.

так как очень часто бывает трудно разграничить их в смысле схемотехники. В изложении будем придерживаться базовой блок-схемы, а некоторые случаи будем оговаривать отдельно.

Схемотехника УУ зависит от типа ВМ. Если в первых моделях (CGA, MDA), работающих на фиксированных частотах разверток, функции УУ были распределены в отдельных блоках, как и в обычном телевизоре, то в ВМ типа EGA уже имеется схема анализа полярности синхронимпульсов, а в современных ВМ функции УУ могут быть практически полностью сконцентрированы в микропроцессорном контроллере.

Основными информационными сигналами для УУ являются синхронимпульсы с уровнями TTL, поступающие от компьютера через входные цепи. Для ВМ типа CGA, MDA, HGC и EGA информация о режиме работы поступает из видеокарты компьютера в виде полярности синхронимпульсов, каждой их комбинации соответствует определенная частота строчной развертки. Для ВМ типа VGA и SVGA набор режимов работы видеосистем много шире, и информации из полярности синхронимпульсов уже недостаточно для детектирования установленного режима. Дополнительная информация получается непосредственно из анализа самих частот синхронимпульсов, для чего применяются специальные схемы зачастую с использованием микроконтроллеров.

Узел управления ВМ выполняет функции, которые могут быть удобно реализованы микропроцессорными средствами. Принципы управления микропроцессорами (МП) в ВМ аналогичны применяемым в телевизионных приемниках, однако набор функций, выполняемый в них, существенно отличается — кроме обычных, таких как управление яркостью и контрастностью изображения, необходимо определять по сигналам от компьютера режим работы и поддерживать геометрические характеристики раstra во всем диапазоне рабочих частот. По этой причине набор применяемых типов микропроцессоров для ВМ совсем другой.

В УУ с применением МП вырабатываются аналоговые и цифровые управляющие сигналы для других узлов. Их значения и последовательность зависят от входных сигналов, действий оператора и описываются программой в ПЗУ МП, а для запоминания и хранения данных для каждого режима обычно используется внешняя ИС памяти, содержимое которой сохраняется при выключении питания. Часто совместно с МП применяются специализированные ИС, которые дополняют его функции и расширяют набор управляющих сигналов, например, для получения аналоговых напряжений или подмешивания текстовой видеoinформации в видеосигнал с целью образования на экране ВМ изображения "меню". Такие ИС имеют ограниченное количество выводов для связи с МП, поэтому они используют при обмене информацией последователь-

ный код (обычно через шину типа I2C). К сожалению, информация о деталях свойствах МП и периферийных ИС, как и сами микросхемы, не всегда доступна, поэтому ремонт ВМ, содержащих такие микросхемы, бывает весьма затруднен.

Для пояснения принципа применения МП на рисунке 7.10 приведен фрагмент схемы УУ для ВМ типа "HIGHSCREEN MS-1575P".

В этом ВМ используется МП типа Z0860204 в стандартном DIP-корпусе имеющий 40 выводов. В качестве внешней памяти МП использует ИС типа 93С66, подключенную через шину I2C, образованную тремя линиями от МП. Для получения аналоговых напряжений управления узлами в ВМ применена ИС типа MTV003, подключенная также через шину I2C, образованную линиями от других выводов МП. Перечень вырабатываемых этой ИС аналоговых напряжений приводится в таблице 7.1.

Аналоговые напряжения получают в результате интегрирования импульсов от выводов ИС на цепочках RC, установка их значений производится изменением коэффициента заполнения импульсов (аналогично принципу ШИМ). Эта ИС выполняет также функции нормализации синхронимпульсов от компьютера и определение рабочего режима с передачей необходимой информации в МП по той же шине. Тактовая частота, вырабатываемая генератором данной ИС с внешним резонатором ХС1, необходима не только для ее работы, но используется также и в МП, для чего она поступает на его вывод 3.

Управление изображением производится тремя кнопками на передней панели ВМ — одна предназначена для выбора регулируемого параметра, а две другие служат для уменьшения или увеличения его значения. Кнопки обеспечивают замыкание выводов 18 — 20 МП на землю, то есть низкий логический уровень сигнала на входе. Индикация выбранного для регулировки параметра

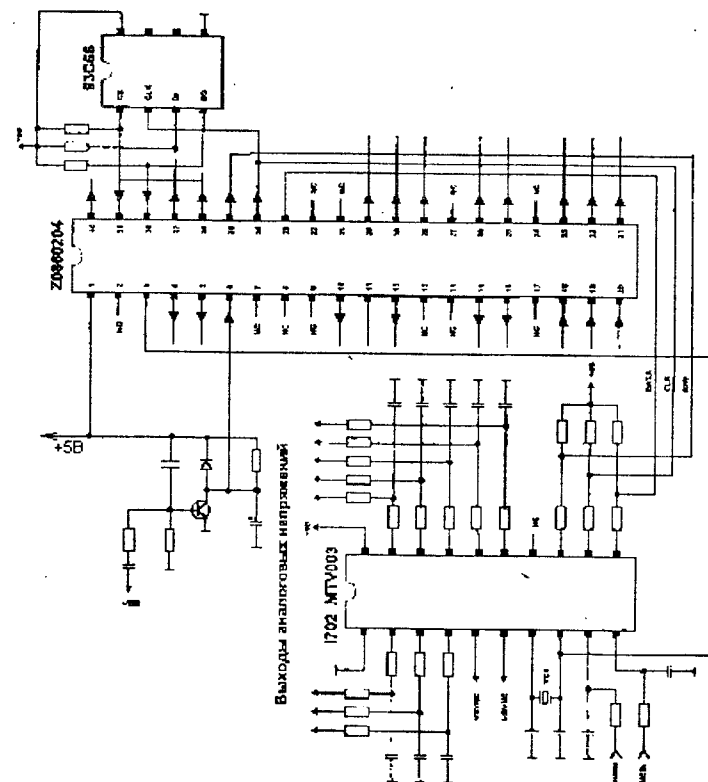


Рисунок 7.10. Фрагмент схемы УУ для ВМ Highscreen MS MS-1575P.

осуществляется с помощью светодиодов, установленных на передней панели — они получают питание от выводов 4, 10, 29, 40 МП. Установка яркости и контрастности изображения в данной модели ВМ производится обычными путем с помощью потенциометров на передней панели, поэтому МП эти функции не обрабатывает.

Таблица 7.1. Аналоговые напряжения, вырабатываемые ИС MTV003.

Выв. ИС	Назначение управляющего напряжения
1	2
2	Управление размером раstra по горизонтали
3	Установка частоты строк
4	Установка частоты кадров
15	Коррекция искажений типа "трапедия"
16	Коррекция искажений типа "подушка"
17	Смещение раstra по вертикали
18	Размер по вертикали
19	Смещение по горизонтали

Выходные цифровые сигналы от МП имеют логические уровни 0 В и 4,5...5,0 В, они обеспечивают нагрузочный ток до 10 мА, поэтому в случае необходимости управления большими токами и напряжениями используют усилители и ключи на транзисторах. В описываемой схеме для управления режимом работы отдельных узлов ВМ используются цифровые сигналы следующего назначения:

- Сигнал от выв. 26 МП обеспечивает подключение напряжения + 25 В от ИП к цепям питания кадровой развертки и микросхем задающих генераторов (переход от дежурного режима к рабочему).
- Сигнал от выв. 25 управляет напряжением G1 на ЭЛТ для гашения экрана на время, необходимое для опознавания устанавливаемого режима и завершения переходных процессов при переключениях в узлах.
- Сигнал от выв. 28 устанавливает минимальное напряжение питания В+ выходного каскада строчной развертки для защиты ключевого транзистора в момент переключения режима.
- Сигнал от выв. 23 производит грубую установку размера строк подачей напряжения на схему управления диодным модулятором в выходном каскаде строчной развертки (плавное изменение размера строк осуще-

вляется суммированием этого напряжения с напряжением от ИС MTV003).

- Сигналы от выв. 21, 22 обеспечивают с помощью реле и полевого транзистора подключение необходимых индуктивностей и конденсаторов в цепи отклоняющей системы ЭЛТ с целью сохранения линейности строчной развертки во всех режимах.

На выв. 1 подается напряжение питания МП (+5 В), при его появлении схема из конденсатора, резистора и транзистора в цепи вывода 6 формирует сигнал RESET (низкого уровня). Этот сигнал получается также от включения питания +12 В при переходе из дежурного режима в рабочий. При получении сигнала RESET МП выполняет программу начальной установки и получает информацию от ИС MTV003 о необходимости включения заданного от компьютера режима, затем восстанавливает из ИС памяти соответствующий режиму работы набор параметров и устанавливает их значения на выводах управления. Основные рабочие параметры, такие как частота строк и кадров, выбираются из внутреннего ПЗУ, оператор может корректировать с передней панели только размеры раstra и исправлять искажения. Полученные один раз при настройке ВМ в каждом режиме данные сохраняются во внешней памяти и будут восстановлены соответственно заданному компьютером рабочему режиму.

Сигналы от группа выводов МП (5, 12, 15, 16, 30) поступают совместно с напряжением +5 В на разъем P701 для подключения устройств, расширяющих возможности ВМ, и в данной модели не используются.

7.2.3. Входные устройства ВМ

Входные устройства обеспечивают соединение ВМ с компьютером и прохождение видеосигналов к оконечным видеоусилителям.

Основными требованиями, которым должны удовлетворять входные цепи и узлы обработки видеосигналов, являются: передача видеосигналов и сигналов синхронизации от компьютера к узлам ВМ без искажений, а также их стабильность во времени, чтобы изображение на экране имело максимальную четкость, стабильность раstra и сохраняло свои яркостные параметры. Эти требования должны быть согласованы с классом ВМ, режимами его работы и предельными параметрами ЭЛТ.

Например, если для ВМ типа CGA, MDA, EGA достаточна полоса пропускания входных устройств 10 — 15 МГц, то для ВМ типа SVGA с размером экрана 14" необходимая полоса должна быть более 50 МГц, а для ВМ с большим размером экрана (20") и работающих с разрешением 1280x1024 точки они

должны обеспечивать прохождение сигналов до модуляторов ЭЛТ с полосой частот не менее 140 МГц.

Первой важной деталью входных цепей является соединительный кабель. В простых моделях ВМ кабель имеет с одной стороны разъем для подключения к компьютеру, а на другой стороне он жестко закреплен на конструкции ВМ и подключен непосредственно к схеме видеоусилителей. Длина кабеля обычно составляет 1 — 2 м, что позволяет выполнить его из набора витых пар. В некоторых моделях ВМ устанавливается входной разъем, а кабель подключения применяется как отдельное изделие — это позволяет использовать кабели различной длины.

В процессе создания видеосистем для персональных компьютеров были выработаны стандарты на подключение ВМ, ниже приведены основные виды разъемов подключения и назначение их выводов.

Для ВМ типа MDA, CGA и HGC используют 9 контактный разъем типа DB-9. Все сигналы передаются уровнями TTL, то есть минимальное напряжение на входе составляет 0 — 0,5 В, а максимальное — 2,5...5 В. Высокий уровень на входе видеосигнала соответствует засветке точки на экране ВМ. Назначение выводов входного разъема поясняется в таблице 7.2.

Таблица 7.2. Назначение выводов входного разъема ВМ типа MDA, CGA.

№ контакта	Назначение вывода	Уровень сигнала
1	Общий вывод	0В
2	Общий вывод	0В
3	Видео R (красный)	TTL
4	Видео G (зеленый)	TTL
5	Видео B (синий)	TTL
6	INT (интенсивность)	TTL
7	Видео монохромный	TTL
8	HSYNC (синхросигнал строчн. разв.)	TTL
9	VSYSN (синхросигнал кадр. разв.)	TTL

Для подключения ВМ тип EGA был использован такой же разъем, но назначение его выводов (см. таблицу 7.3.) несколько изменено в связи с применением другого способа кодирования цветов. Каждый из первичных цветов передается от компьютера двумя сигналами с TTL-уровнями, например, R1 и R2.

что позволило увеличить количество одновременно отображаемых на экране оттенков.

Таблица 7.3. Назначение выводов входного разъема ВМ типа EGA.

№ контакта	Назначение вывода	Уровень сигнала
1	2	3
1	Общий вывод	0В
2	Видео R2	TTL
3	Видео R1	TTL
4	Видео G1	TTL
5	Видео B1	TTL
6	Видео G2 / Интенсивность для моно	TTL
7	Видео B2 / Видео монохромный	TTL
8	HSYNC (синхросигнал строчн. разв.)	TTL
9	VSYSN (синхросигнал кадр. разв.)	TTL

С переходом к более совершенным стандартам MCGA, VGA и SVGA, в которых передача цветовой и яркостной информации от компьютера в ВМ производится аналоговыми сигналами с амплитудой 0 — 1В, требования к соединительному кабелю повышаются как по частотным свойствам, так и по отсутствию взаимного влияния между отдельными сигналами. Для ВМ типа SVGA могут применяться коаксиальные кабели с волновым сопротивлением 75 Ом, которые заключены в общий экран, соединенный с корпусом, для уменьшения излучения радиопомех. Экраны коаксиальных кабелей каждого сигнала выводятся на отдельные контакты разъема подключения, это дает возможность согласования для каждой линии в отдельности.

В соответствии со стандартами на ВМ типа MCGA, VGA и SVGA для подключения применяется 15 контактный разъем, который не позволяет подключить их к видеоадаптеру ВМ старых моделей (CGA, EGA). Назначение выводов разъема ВМ типа VGA приводится в таблице 7.4.

Таблица 7.4. Назначение выводов входного разъема ВМ типа VGA.

№ контакта	Назначение вывода	Уровень сигнала
1	2	3
1	Видео R	аналоговый

1	2	3
2	Видео G	аналоговый
3	Видео B	аналоговый
4	ID2	TTL
5	OB	0B
6	Экран R	0B
7	Экран G	0B
8	Экран B	0B
9	Ключ (контакт отсутствует)	
10	Экран SYNC	0B
11	IDO	TTL
12	ID1	TTL
13	HSYNC (синхросигнал строчн. разв.)	TTL
14	VSYNC (синхросигнал кадр. разв.)	TTL
15	Не используется	

Сигналы ID0 — ID2 используются для опознавания типа ВМ в компьютерах серии IBM для корректной установки допустимых режимов работы видеосистемы.

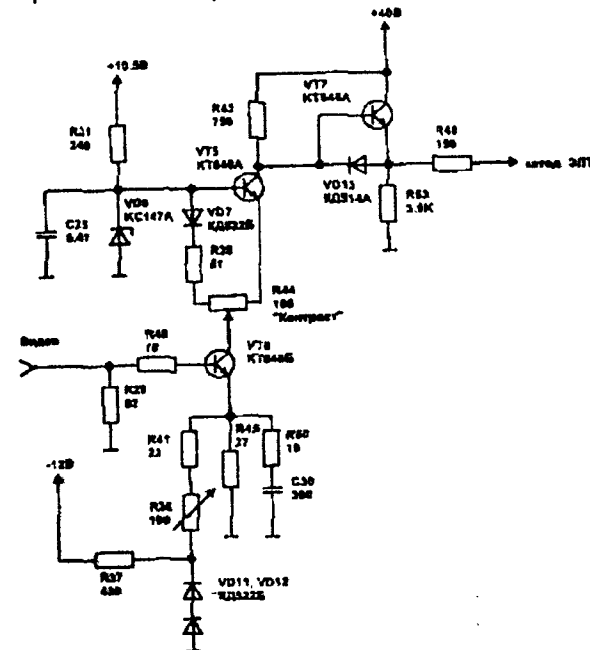
Существуют и другие способы соединения компьютера и ВМ, например, подключение возможно отдельными коаксиальными кабелями с разъемами типа BNC как для видеосигналов, так и синхросигналов.

От входного кабеля или разъема сигналы синхронизации из компьютера поступают в узел управления, а видеосигналы — в узел обработки видеосигналов. Основные отличия различных типов ВМ сосредоточены в узле обработки видеосигналов, поэтому ниже рассматриваются примеры построения схем для каждого типа.

Узлы обработки видеосигналов ВМ типа VGA и SVGA мало отличаются друг от друга, так как они обрабатывают видеосигналы одного вида. Как правило, они выполнены на специализированных микросхемах, которые согласовывают входные видеосигналы со схемами оконечных видеусилителей на транзисторах. Эти микросхемы выполняют также функции регулировки контрастности, гашения обратного хода, а также они имеют входы для подключения регу-

лировочных резисторов установки режимов оконечных видеусилителей. Самыми распространенными микросхемами этого типа являются LM1203 и M51387, в более сложных моделях ВМ с микропроцессорным управлением применяются LM1205, LM1207 и др.

В монохромных ВМ узел обработки видеосигнала выполнен проще, так как необходимо управлять только одним лучом в ЭЛТ, кроме того, уровни модулирующего напряжения на ее катоде меньше, чем для цветных ЭЛТ. Для простых ВМ, работающих в режимах MDA и HGC, схема обычно состоит из усилителя на транзисторах, в более современных все чаще применяются микросхемы.



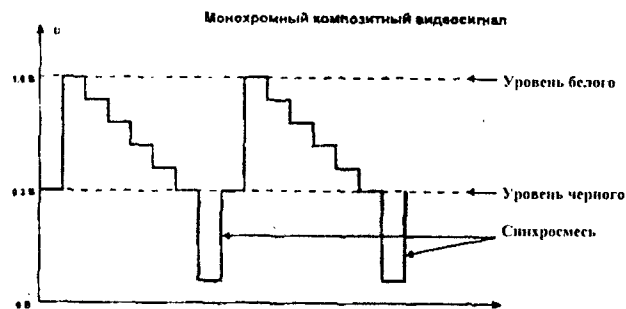


Рисунок 7.11. Схема видеоусилителя монохромного ВМ Электроника МС 6105.

На рисунке 7.11 показана схема видеоусилителя монохромного ВМ "ЭЛЕКТРОНИКА МС6105". Видеоусилитель построен по традиционной схеме с использованием высокочастотных транзисторов — входного VT6 (типа КТ646Б) и выходного VT5 (типа КТ646А) с токовым управлением в эмиттере. Нагрузкой выходного транзистора является резистор R43. Транзистор VT7 совместно с диодом VD13 и резистор R49 выполняют защитные функции ограничения токов и напряжений. Особенностью схемы является возможность ее работы с композитным видеосигналом, который включает в себя не только яркостный сигнал, но и смешанные синхросигналы (см. рисунок 7.11 внизу). Для этого в эмиттер входного транзистора VT6 через резистор R41 вводится отрицательное напряжение смещения такой величины, чтобы транзистор начинал открываться, только начиная с "уровня темного" для яркостного сигнала. Недостатком схемы является отсутствие в видеоусилителе входа сигнала гашения луча при обратном ходе развертки, поэтому на экране при большой яркости могут наблюдаться линии обратного хода.

Схема узла видеоусилителя монохромного ВМ более современного типа (VGA) NTT VM-340 (см. рисунок 7.12) выполнена с применением ИС TDA9201. Эта ИС содержит входной усилитель с регулировкой коэффициента усиления, источник опорного напряжения и усилитель для управления внешним оконечным видеоусилителем на транзисторах, а также схему для обеспечения гашения обратного хода луча. Входной сигнал от кабеля поступает на согласующий резистор R52 и через разделительный электролитический конденсатор C51, зашунтированный высокочастотным конденсатором C52, далее на входной усилитель в ИС (выв. 1). Коэффициент усиления входного усилителя может регулироваться изменением тока, протекающего в цепи вывода 19, что позволяет

производить установку контрастности изображения на экране. Для этого служит потенциометр V243, установленный на передней панели. Питание потенциометра производится от цепи коллектора выходного транзистора видеоусилителя Q51 через резистор R75. Поступающее напряжение ограничивается диодом D52 до величины 0,6 В. Увеличение напряжения от потенциометра приводит к повышению коэффициента усиления и, соответственно, увеличению контрастности изображения. При пропадании напряжения на коллекторе транзистора в аварийной ситуации, например, при замыкании на землю, автоматически уменьшается ток через транзистор, чем обеспечивается его защита.

Сигнал от усилителя тока в ИС с вывода 8 поступает в эмиттер выходного транзистора Q51, а база транзистора через ограничительный резистор R59 подключена к источнику питания ИС с напряжением 5,5 В. Нагрузкой транзистора является цепочка R73, R81, L51, а выходное напряжение через ограничительный резистор R74 поступает на катод ЭЛТ. Начальный ток транзистора для обеспечения линейной характеристики выходного каскада задается напряжением от подстроечного резистора V52, подключенного к источнику опорного напряжения в ИС (выв. 20). На вывод 12 ИС подается сигнал ВЛК, который содержит смесь строчных и кадровых гасящих импульсов.

7.2.4. Схемы подключения ЭЛТ

В конструкциях ВМ для компьютеров применяются многие типы цветных и монохромных ЭЛТ, которые могут быть как широко распространенные (обычные телевизионные), так и специальные. Для старых типов ВМ (CGA, EGA и MDA) характерно применение цветных ЭЛТ с триадной или даже шелевой маской, современные ВМ используют исключительно триадную маску с отверстиями меньшего размера для получения минимальных размеров пятна на экране (0,22 — 0,39 мм). Конструкция отклоняющей системы выполнена вместе с системой сведения лучей и предусматривает заводскую настройку всех основных геометрических параметров раstra и сведения лучей. В таблице 7.5 приведено назначение выводов ЭЛТ с размером экрана 14" и ориентировочные значения напряжений на них для ВМ типа EGA (TVM MD7), а в таблице 7.6 — аналогичные данные для монохромной ЭЛТ ВМ NTT VM340. Указанные значения могут колебаться в зависимости от марки ЭЛТ, но, как правило, эти отличия попадают в область возможной настройки схем оконечных видеоусилителей подстроенными резисторами и настроек на ТДКС.

Таблица 7.5. Назначение выводов цветной ЭЛТ 14" Hitachi M34JDU30X66.

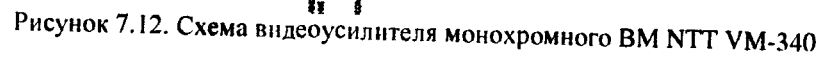
N вывода	Назначение вывода	Напряжение
1	Фокусирующее напряжение	4...6кВ
2	Отсутствует	
3,4	Не подключены	
5	Ускоряющее напряжение G1	-10...+10В
6	Катод G (зеленой пушки)	90В
7	Ускоряющее напряжение G2	390В
8	Катод R (красной пушки)	90В
9	Накал 1	
10	Накал 2	6.3В
11	Катод В (синей пушки)	90В
12	Не используется	

Таблица 7.6. Назначение выводов монохромной ЭЛТ 14".

N вывода	Назначение вывода	Напряжение
1	Ускоряющее напряжение G1	+5В — -40 В
2	Катод	+25 — +80 В
3	Накал 1	
4	Накал 2	
5	не используется	
6	Ускоряющее напряжение G2	+620 В
7	Фокусирующее напряжение G4	+420 В+Упарабол.

Ускоряющее напряжение подается на отдельный контакт анода на баллоне ЭЛТ специальным высоковольтным проводом. Его чрезмерная величина приводит к увеличению рентгеновского излучения при ударе электронов о маску, а заниженная величина ухудшает условия фокусировки луча, поэтому оно должно быть достаточно точно установлено. Для цветных ЭЛТ с размером экрана 14" напряжение не должно превышать 25 кВ (обычно устанавливается около 24.5 кВ), для монохромных — 14 — 16 кВ. В цветных ЭЛТ большого размера (19 — 20") оно может достигать 27 кВ, его точное значение берется из сервисных инструкций.

Следует отметить, что в ЭЛТ с плоским экраном (при размере более 15"), необходимо использовать так называемую динамическую фокусировку, так как время пролета электронов от пушки до краев экрана и его середины различно и необходимо корректировать условия фокусировки для сохранения минимального размера пятна на прямом ходе строчной развертки. Схема управления динамической фокусировкой обычно относится к узлу строчной развертки.



Следует отметить, что в ЭЛТ с плоским экраном (при размере более 15"), необходимо использовать так называемую динамическую фокусировку, так как время пролета электронов от пушки до краев экрана и его середины различно и необходимо корректировать условия фокусировки для сохранения минимального размера пятна на прямом ходе строчной развертки. Схема управления динамической фокусировкой обычно относится к узлу строчной развертка.

Эта разновидность плоских панельных дисплеев - самая распространенная. При создании панельных дисплеев на жидких кристаллах чаще всего используется активно-матричная технология, согласно которой формирование пикселя изображения происходит с помощью трех транзисторов. Когда активная транзисторная матрица отключена, жидкие кристаллы не пропускают свет со дна кристалла. В ячейке находятся три транзистора, соответствующие красному, зеленому и голубому цветам. Каждый из них может быть включен независимо от других. При его включении происходит переориентация жидких кристаллов, кристалл становится прозрачным. Цветной светофильтр, расположенный перед транзисторами, пропускает только нужный цвет. В результате формируется обыкновенная красно-зелено-голубая триада, образующая один элемент изображения.

Дисплей на жидких кристаллах с разрешением 1280x1024 содержит около 4 млн. транзисторов, занимающих довольно обширную площадь. Сложность конструирования возрастает настолько, что очень трудно изготовить устройст-

во, лишенное дефектов. Проблемы растут прямо пропорционально увеличению размеров дисплеев.

При эксплуатации дисплея на жидких кристаллах необходима подсветка. Время безотказной работы (Mean Time Between Failures – MTBF) для устройства подсветки составляет 20 тыс. часов. Обычно пользователь не может заменить подсветку, и ее замену можно произвести в мастерской.

Структурная схема монохроматического дисплея на жидких кристаллах представлена на рисунке 7.13, а его параметры в таблицах 7.7, 7.8, 7.9.

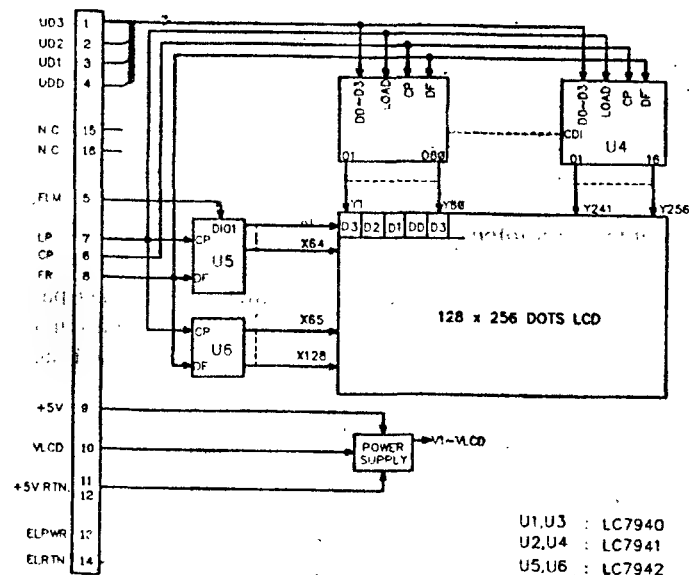


Рисунок 7.13. Структурная схема монохроматического дисплея на жидких кристаллах.

Таблица 7.7. 128x256 точечный графический дисплей.

№	Параметры	Обозначение	MIN	MAX	Ед. измерения
1.	Напряжение источника питания для логических схем	VDD - VSS	0	7.0	V
2.	Напряжение источника питания для матрицы ЖК	VDD - VLCD	0	22.0	V
3.	Входное напряжение	VI	VDD	VSS	V
4.	Диапазон температур	Ta	0	50	°C

Таблица 7.8. Электрические характеристики.

№	Параметры	Обознач.	Номин. знач.	MIN	TYP	MAX	Ед.
1.	Напряжение питания	VDD		4.5	5.0	5.5	V
2.	Потребляемый ток	IDD	VDD=5.0V		—	5	mA
		IEE		—	—	5	mA
3.	Напряжение питания для LCD	VDD - VLCD			18.6	—	V
4.	Уровень логической «1»	VIH	VDD=5.0V	0.7V DO		VDD	V
5.	Уровень логического «0»	VIL	VDD = 5.0V	0		0.3V D	V
6.	Источник переменного тока	VEL			82.5	—	VAC
7.	Частота	fFLM		65	70	75	Hz

Таблица 7.9. Временные характеристики.

Обозначение	MIN ⁷	TYP	MAX	UNIT
f_{cp}	-	-	5.3	MHz
t_w	100	-	-	nS
$t_{r,tf}$	-	-	50	nS
t_{osu}	80	—	—	nS
t_{DHO}	80	—	—	nS
t_{CL}	0	—	—	nS
t_{LSU}	100	—	—	nS
t_{LC}	100	-	-	nS
t_{SETUP}	100	—	—	nS
t_{HOLD}	100	-	-	nS
t_{or}	-	-	300	nS

Конструкция LCD 128x256 показана на рисунке 7.14. Данные на LCD поступают на интерфейс по 4 бита в соответствии с временными диаграммами, показанными на рисунке 7.15 и рисунке 7.16.

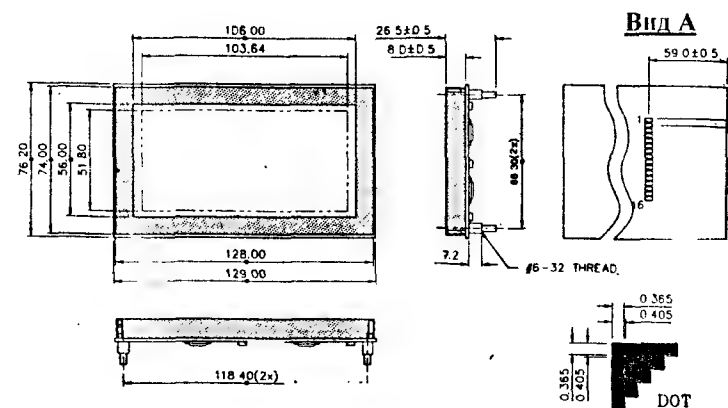


Рисунок 7.14. Конструкция точечного дисплея LCD 128x256 на жидких кристаллах.

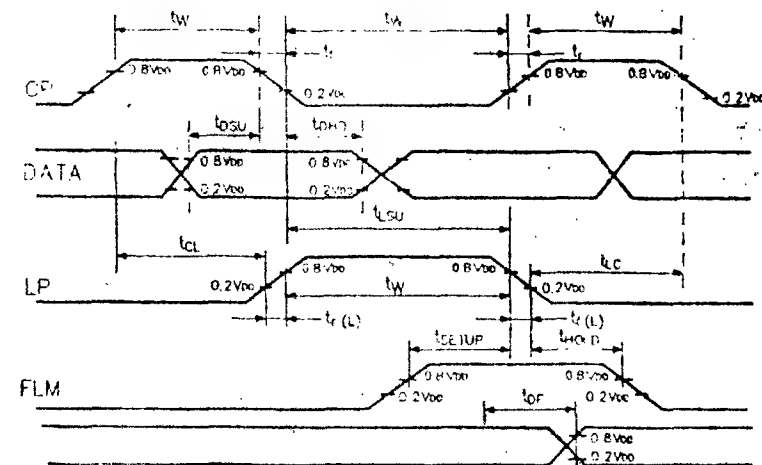


Рисунок 7.15. Временные диаграммы интерфейса дисплея LCD 128x256.

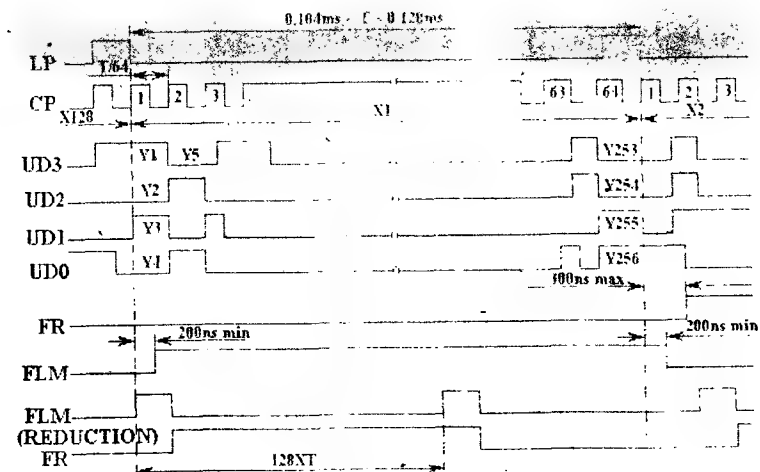


Рисунок 7.16. Временные диаграммы развертки дисплея LCD 128x256.

ГЛАВА 8. ОСОБЕННОСТИ ПРОЕКТИРОВАНИЯ КАРДИОМОНИТОРОВ

Достаточно полные сведения по теории проектирования и практические схемы реализации кардиомониторов различных типов и назначений можно найти в [17].

На рисунке 8.1 приведена обобщенная схема кардиомониторов. Электрокардиосигнал поступает на блок усиления и преобразования, где, кроме усиления сигнала до уровня, необходимого для дальнейшей обработки, решаются задачи ограничения спектра частот входного сигнала (фильтрация помех), подавления синфазных помех и преобразования аналогового сигнала в цифровой код, если в дальнейшем предполагается цифровая обработка.

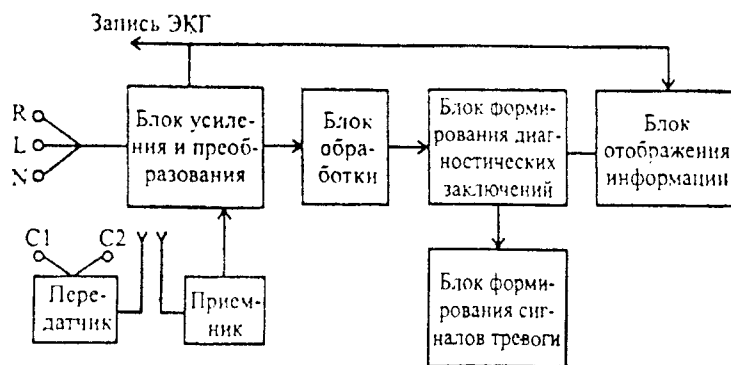


Рисунок 8.1. Обобщенная схема кардиомониторов.

Дальнейшая обработка может производиться с помощью ПЭВМ, которая программным путем может осуществлять требуемые типы обработки или с помощью специализированных электронно-вычислительных устройств, например, блок обработки, может производить обнаружение QRS комплексов или R зубцов, классификацию QRS комплексов на нормальные и патологические.

Идентифицированные QRS комплексы и (или) значения RR-интервалов поступают в блок формирования диагностических заключений, где принимаются соответствующие диагностические решения с возможной выработкой сигналов тревоги об опасном состоянии пациента. Электрокардиосигналы, диагностические выводы и заключения в удобной для пользователя форме отображаются блоком отображения информации. В

некоторых типах мониторов ЭКС может передаваться от пациента по радиоканалу с использованием приема-передающих устройств с соответствующими антеннами.

В настоящее время все более широкое применение находит класс вычислительных кардиомониторов, содержащих микропроцессоры или микро-ЭВМ, которые позволяют решать широкий круг медицинских, технических и эксплуатационных задач с расширенными функциональными возможностями.

На рисунке 8.2 приводится структура цифрового кардиомонитора, использующего в своем составе две микро-ЭВМ.

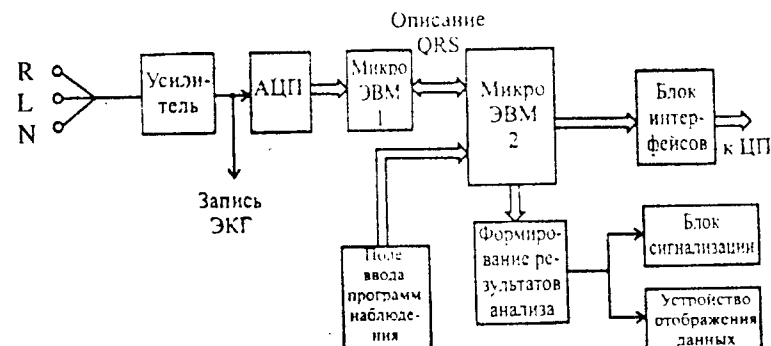


Рисунок 8.2. Структура цифрового кардиомонитора.

В этой схеме после выполнения преобразования аналогового сигнала в цифровой код (АЦП), информация поступает на обработку в первую микро-ЭВМ, которая осуществляет сжатие исходного описания ЭКС, уменьшая количество отсчетов в 10-15 раз, формируя структурное описание QRS-комплекса с выделенными для него характерными точками. Сжатое описание ЭКС поступает во вторую микро-ЭВМ, которая осуществляет: измерение RR интервалов, измерение параметров QRS-комплекса, классификацию нормы и патологии по параметрам QRS-комплекса, обнаружение аритмий и возможных помех. Программы наблюдения за пациентом вводятся в микро-ЭВМ 2 со специальной клавиатуры. В кардиомониторе предусмотрена связь с центральным постом (ЦП) через блок интерфейса.

При проектировании входного усилителя кардиомонитора необходимо учитывать амплитудно-частотные характеристики сигналов и помех, а также импедансные свойства перехода биообъект-электрод.

Электрокардиосигнал относят к квазипериодическим сигналам с частотой следования кардиокомплексов (по величине RR интервала) $T_{RR} \approx 0,1 \div 3$ с. В эквивалентном представлении форма кардиокомплекса близка к треугольной с амплитудой $0 \div 5$ мВ, с частотным диапазоном $0,05 \div 800$ Гц. Межэлектродное сопротивление (включая сопротивление переходов кожа-электрод) носит в основном активный характер и лежит в диапазоне $5 \div 100$ кОм. Напряжение электрохимического равновесия системы электрод-биообъект (электролит) составляет $0,3 \div 1$ В. Компенсация этого напряжения обычно осуществляется схемами подавления синфазных помех.

При использовании хлорсеребряных электродов (Ag-AgCl) с токопроводящей пастой, разность потенциалов для двух электродов в системе электрод-паста-электрод не превышает $3 \div 5$ мВ, межэлектродное сопротивление составляет около 500 Ом. Скорость изменения разности потенциалов - 2 мВ/с со временем готовности $1 \div 2$ мин.

Напряжение шумов электродов не превышает 30 мкВ. Напряжение поляризации на входах усилителя ЭКС достигает величины 300 мВ, что может привести к насыщению усилителя.

При выборе типа и схемы входного усилителя рекомендуют учитывать, что входное напряжение лежит в пределах $0,03 \div 5$ мВ. Нижнее значение входного напряжения не должно быть ниже пороговой чувствительности усилителя. Пороговая чувствительность усилителя определяется уровнем внутренних шумов, приведенных ко входу. Обычно $U_{ш} \leq 10 \div 30$ мкВ. Наиболее информативная часть ЭКС занимает полосу частот $\Delta f = 0,05 \div 120$ Гц. В практической диагностике иногда ограничиваются частотой $\Delta f = 0,05 \div 60$ Гц. Рекомендуется использовать электронные схемы с полным входным сопротивлением не менее $2,5 \div 10$ МОм, а постоянный ток в цепи пациента (по входному току покоя) рекомендуют поддерживать на уровне $0,1$ мкА.

К источнику сигнала входной усилитель подключается по схемам подавления синфазных помех, например, по схемам рисунка 4.50, рисунка 4.51, причем предпочтение отдается усилителям с гальванической развязкой (рисунок 4.56).

На рисунке 8.3 приведена структурная схема усилителя электрокардиосигнала с развязкой в предусилителе.

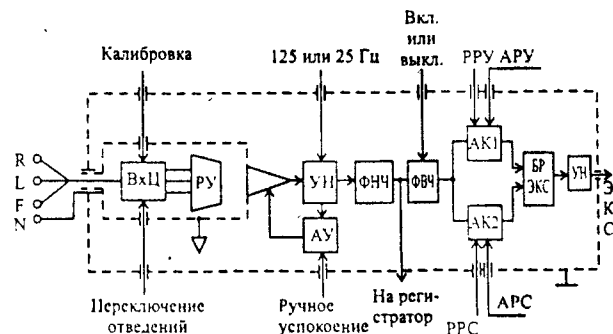


Рисунок 8.3. Схема усилителя электрокардиосигнала.

С помощью входных цепей осуществляется переключение отведений, подача на вход усилителя калибровочных импульсов стандартной амплитуды и частоты. Возможна также реализация обнаружения неисправностей в системе отведений и защита входных цепей усилителя ЭКС от воздействия дефибриллирующего импульса. Кардиомониторы могут использоваться совместно с аппаратурой формирования высоковольтного импульса дефибрилляции (до 3500 В). Если хотя бы часть этого напряжения попадет на вход усилителя, она может вывести его из строя. Защиту входа усилителя можно осуществить с помощью двустороннего диодного ограничителя на кремневых диодах, представленного на схеме, рисунок 8.4. В исходном состоянии диоды закрыты. Порог срабатывания диодов задается прямым напряжением стабилитронов. Ограничивающие сопротивления должны выдерживать большие перепады-изменения напряжений и иметь небольшие разбросы параметров. Обычно их монтируют на входе кабелей отведений. Калибровочное напряжение (обычно с помощью специальной кнопки) подается на один из входов предварительного усилителя.

Калибровочный импульс напряжением $1 \pm 0,05$ мВ проходит все тракты усиления, что позволяет контролировать его работоспособность, включая частотную характеристику (по величине выброса на вершине и постоянной времени). Калибровочный импульс обычно наблюдается на экране кардиомонитора.

Нарушение контактов электродов можно обнаружить с помощью специальной схемы, например, по схеме рисунка 8.5.

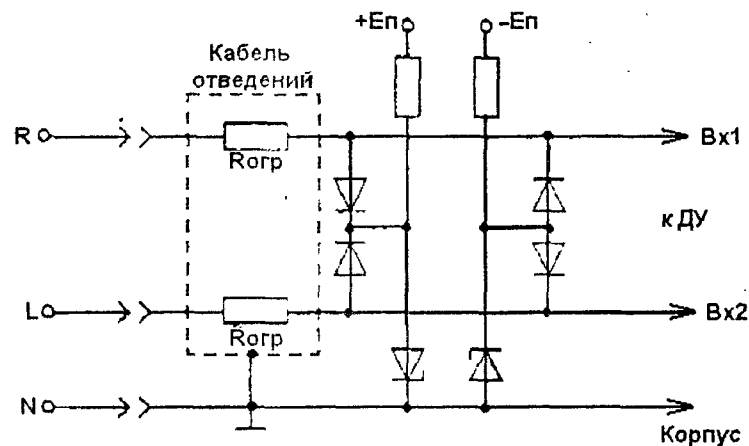


Рисунок 8.4. Схема защиты входа кардиомонитора.

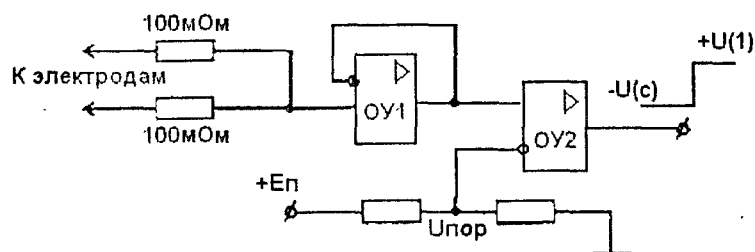


Рисунок 8.5. Схема регистрации нарушения контактов электродов.

При отсоединении электродов на выходе сумматора ОУ1 изменится напряжение, что вызовет скачок напряжения на выходе компаратора ОУ2. Иногда эту схему подключают к тракту усилителя и тогда она реагирует на "наводку", возникающую на выходе усилителей при отрыве электродов. Обычно предусилители (рисунок 8.3) имеют небольшой коэффициент усиления, основное усиление осуществляется усилителем напряжения (УН). Выходные каскады развязывающего усилителя обычно имеют емкостные связи и при переключениях электродов возможен уход изолинии сигнала. Для предотвращения этого используют схемы ручного или автоматического успокоения. В схеме автоматического успокоения применяют компаратор и

аналоговый ключ для перезаряда емкости связи. Активный фильтр подавления низкочастотных помех (ФНП) имеет изменяемое значение f_n , которое переключается при большом уровне помех. Чтобы ЭКС из-за дрейфа изолинии не выходил за рамки заданного динамического диапазона, в кардиомониторах применяют стабилизаторы изолинии, например, на основе фильтров верхних частот с $f_n=0,5-2$ Гц. Подавление сетевых помех (50 Гц) может осуществляться режекторным фильтром (рисунок 8.6).

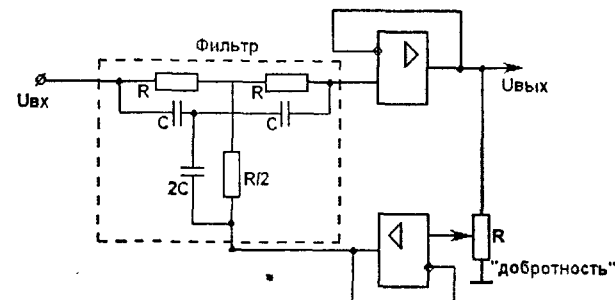


Рисунок 8.6. Подавление сетевой помехи режекторным фильтром.

С помощью аналоговых коммутаторов АК1 и АК2 (рисунок 8.3) можно осуществлять ручную и автоматическую регулировку усиления и смещения изолинии (РРУ, РРС, АРУ и АРС) блоком регулировки ЭКС (БРЭКС). Автоматическая регулировка может осуществляться сигналом с процессора. Окончательное усиление ЭКС осуществляется выходным усилителем напряжения (УН).

После получения электрокардиосигнала могут решаться различные задачи обработки как на основе структурно-функционального подхода (кардиомониторы инструментального типа), так и с применением микропроцессорной техники (цифровые кардиомониторы). Рассмотрим схему выделения R-зубца из ЭКС с автоматическим формированием порога выделения в процентах от усредненного значения амплитуды R-зубца.

В схеме, представленной на рисунке 8.7, усиленный ЭКС поступает на режекторный фильтр подавления сетевой помехи (рисунок 8.6) и далее на полосовой (ПФ) фильтр частотной селекции для улучшения соотношения сигнал/шум. Рекомендуется для этого фильтра выбрать центральную частоту в диапазоне $10-20$ Гц при полосе пропускания $\Delta f=5-10$ Гц с добротностью Q не ниже 3. После полосового фильтра сигнал поступает на двухполупериодный

выпрямитель малого сигнала (рисунок 8.8), что позволяет работать с ЭКС различной полярности. В принципе, выделение R-зубца можно произвести после выпрямителя с помощью компаратора, настроенного на срабатывание по большому "полувольту" сигнала (рисунок 8.9).

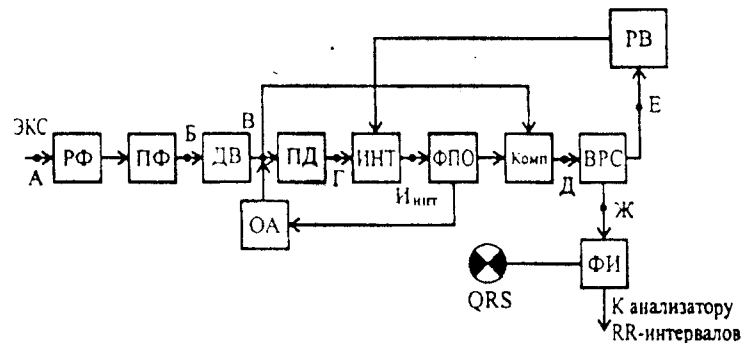


Рисунок 8.7. Схема выделения R-зубца.

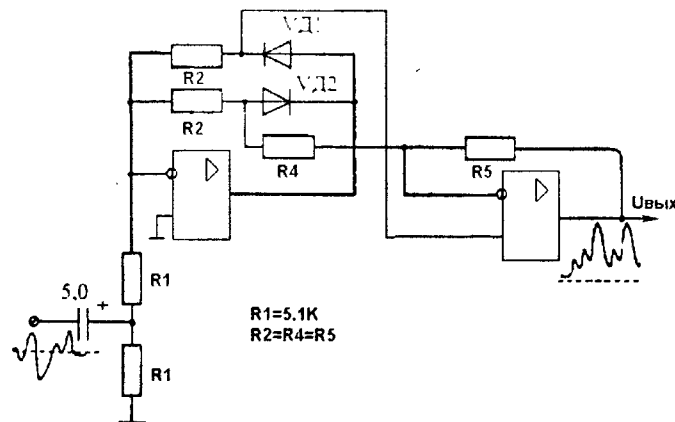


Рисунок 8.8. Схема амплитудного детектора.

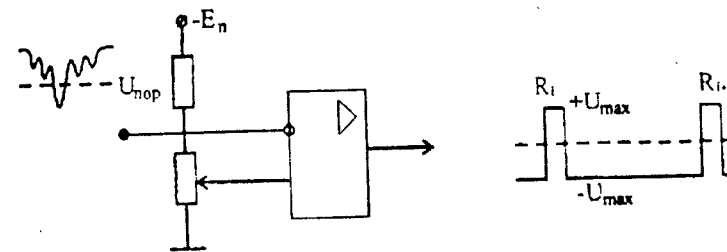
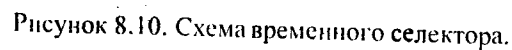


Рисунок 8.9. Схема компаратора.

Однако такое решение может давать ложные срабатывания при изменении коэффициентов усиления усилительных трактов, при появлении больших по амплитуде Т-зубцов, при дрейфе изоляции и т.д. Лучших результатов удается достичь при использовании схем автоматической регулировки усиления и селекции Т-зубцов. С этой целью в схеме рисунок 8.7, кроме компаратора, сигнал со схемы ДВ подается на пиковый детектор, который сохраняет его значение за период между соседними QRS комплексами. Запомненное значение усредняется интегратором (ИИТ). Формирователь порогов обнаружения вырабатывает два сигнала с различными уровнями напряжений. Первое напряжение, составляющее 40÷80% от амплитуды R-зубца, поступает на второй вход компаратора, регулируя тем самым его порог срабатывания, а второе напряжение, составляющее 130÷140% от амплитуды R-зубца, подается на вход пикового детектора через ограничитель амплитуды, что позволяет снизить влияние на порог обнаружения отдельных больших QRS комплексов. Импульсы с выхода компаратора поступают на временной селектор ВРС, который позволяет исключить повторное срабатывание схемы на Т зубец, если он был большой по амплитуде и не подавлен фильтрами. Схема временного селектора (рисунок 8.10) вырабатывает импульсы такой длительности, чтобы блокировать выделитель R-зубца, если компаратор срабатывает на возможный Т-зубец.



Импульсы с временного селектора запускают формирователь импульсов, который используется для индикации обнаружения QRS комплекса и для дальнейшей обработки, например, для определения частоты сердечных сокращений, обнаружения нарушений ритма и т.д. Импульс с выхода ВрС запускает также реле времени (РВ), которое изменяет постоянную времени интегрирования интегратора, если в течение нескольких секунд не происходит

На рисунке 8.12 приведены временные диаграммы формирования порогового напряжения в зависимости от амплитуды U_R .

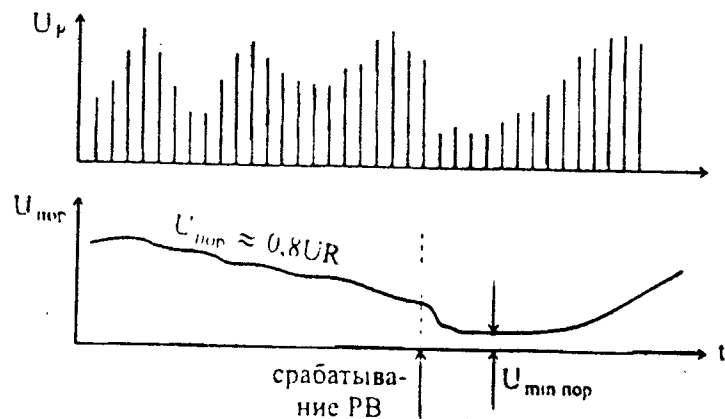


Рисунок 8.12. Временные диаграммы формирования порогового напряжения.

При структурно-функциональном подходе измерение частоты сердечных сокращений в автономном приборе может быть произведено по схеме рисунок 8.13.

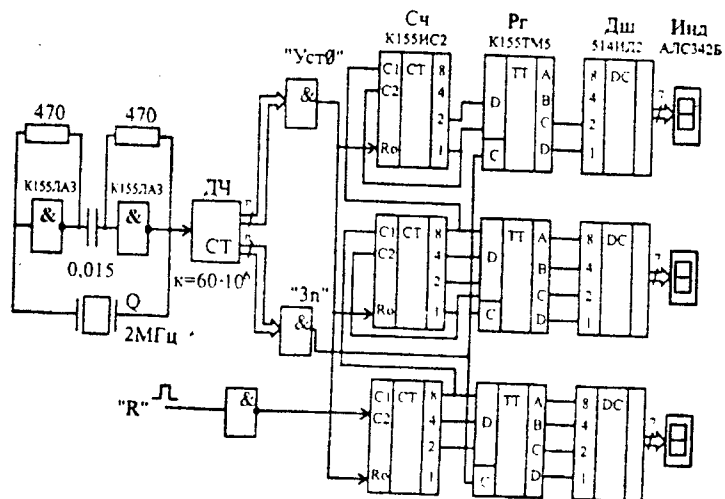


Рисунок 8.13. Схема измерителя ЧСС.

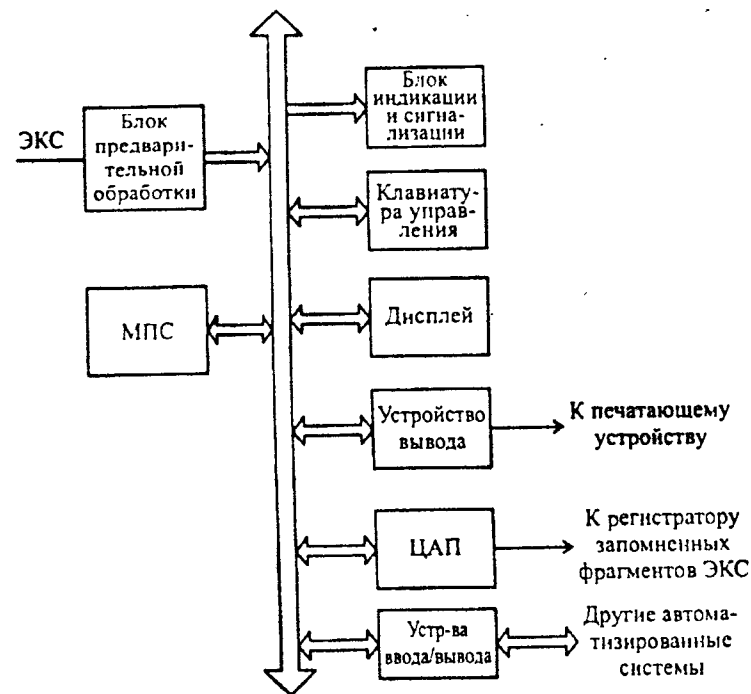


Рисунок 8.14. Структура однопроцессорного кардиомонитора.

Использование микропроцессорных мониторов позволит значительно расширить их функции. При этом обеспечивается: возможность повышения качества диагностики, простота модификаций программ обработки и управления, оптимизация режима работы пользователя, создание автоматизированных систем интенсивного наблюдения, автоматизированное обнаружение неисправностей и т.д. На рисунке 8.14 приведена структурная схема кардиомонитора с одним микропроцессором.

В этой схеме блок предварительной обработки обеспечивает усиление, развязку от пациента, фильтрацию и аналогово-цифровое преобразование. Цифровой сигнал поступает в общую магистраль и через нее в микропроцессорную шину (МШ). Обычно в состав МПС входит микропроцессор (МП), постоянное запоминающее устройство для хранения стандартных

программ обработки и управления и оперативное запоминающее устройство для хранения промежуточных результатов вычислений, входных и выходных данных. МПС осуществляет обработку цифрового сигнала с целью обнаружения R-зубцов, вычисления ЧСС, сравнения с порогом, подготовки изображений с помощью дисплея. С другими устройствами МПС общается обычно по заданным их адресам. Обмен можно производить в программном режиме командами типа MOV, INPUT, OUTPUT или в режиме прерываний от клавиатуры, устройств ввода-вывода и, возможно, от блока предварительной обработки, если в нем возможно сформировать сигнал готовности данных (например, надежно выделяется R-зубец). Чтобы внешние, по отношению к МПС, блоки однозначно определяли обращение к ним, они могут быть снабжены дешифратором адреса. При формировании МПС сигнала тревоги, он передается в блок индикации и сигнализации, включая звуковую и (или) световую сигнализацию. Документирование информации может осуществляться печатающим устройством через соответствующее устройство вывода. При возникновении определенных ситуаций (например, опасного состояния), через ЦАП можно обеспечить вывод соответствующих фрагментов ЭКГ. Управление работой кардиомонитора может осуществляться с помощью специальной и, как правило, небольшой клавиатуры. На рисунке 8.15 приведен возможный вариант построения клавиатуры. Клавиши расположены на пересечении столбцов и строк и через пару диодов коммутируют шины клавиатуры на землю. Шины столбцов и линий подключены ко входам параллельной записи в регистр сдвига. При нажатии на любую из клавиш, формирователь прерываний (через схему ИЛИ и защиты от дребезга) вырабатывает для МПС сигнал прерывания, по которому МП для регистра сдвига вырабатывает сигнал записи кода нажатой клавиши в регистр.

После чего МП вырабатывает последовательность импульсов "такт", считывая информацию из регистра в последовательном коде. Сигнал с формирователя прерываний может поступать также на схему формирования звукового сопровождения нажатой клавиши.

Учитывая ограничения по производительности однопроцессорных схем, они обычно не реализуют достаточно сложных функций в реальном времени, например, цифровую фильтрацию, стабилизацию изображения и т.д. Повышение функциональных возможностей кардиомониторов можно достичь, используя мультимикропроцессорные системы. В этих системах обычно используют центральную МПС и микропроцессоры или микро-ЭВМ, выполняющие функции контроллеров отдельных функциональных модулей, например, контроллеров дисплея, ввода-вывода, функций специализированных вычислителей и т.д.

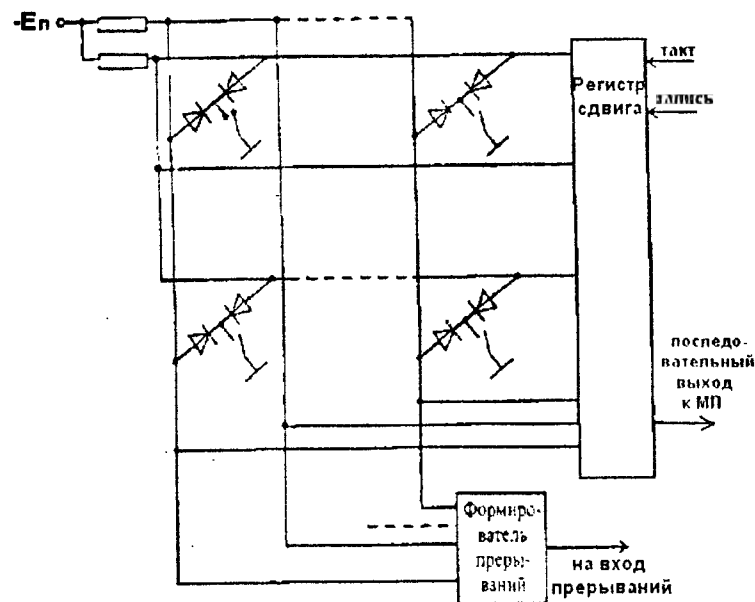


Рисунок 8.15. Схема построения клавиатуры.

В таблице 8.1 приводятся основные параметры промышленных кардиомониторов.

Таблица 8.1. Параметры кардиомониторов.

Наименование параметра	Значение параметра
1	2
Параметры входных цепей	
1. Входной импеданс, МОм 2. Постоянный ток в цепи пациента через любой электрод, исключая нейтральный, мкА	$2,5 \pm 10$ менее 0,1

1	2
Параметры тракта усиления ЭКС	
1. Уровень внутренних шумов, приведенный ко входу, мкВ	менее 15 ÷ 50
2. Коэффициент ослабления сдвиганных сигналов дБ	90 ÷ 120
3. Допустимое постоянное напряжение на входе мВ	+ 300
4. Входное напряжение ЭКС, мВ	0,05 ÷ 5
5. Чувствительность, мм/мВ	+ 5
6. Напряжение калибровочного сигнала, мВ	1 ÷ 0,05
7. Время успокоения при перепаде напряжения на входе 300 мВ, с	3,0
8. Устойчивость к импульсу дефибрилляции, кВ	2 ÷ 3
Частотно-временные параметры тракта усиления и отображения	
1. Полоса пропускания, Гц: на входе усилителя при отображении на экране	0,05 ÷ 120 0,05 ÷ 50
2. Неравномерность АЧХ, %: на выходе усилителя при отображении на экране	+ 10 + 30
3. Крутизна спада АЧХ вне полосы пропускания дБ/октаву	6
4. Выброс на переходной характеристике, %	менее 10
Параметры преобразования ЭКС в цифровую форму	
1. Частота квантования, Гц	250 ÷ 500
2. Погрешность частоты квантования, %	менее 1,0
3. Разрядность, бит	8 ÷ 10
4. Приведенная погрешность цифрового кода	менее 3

1	2
Параметры, характеризующие устройство отображения	
1. Ширина изображения, мм	30 ÷ 70
2. Дрейф нулевой изолинии, мм/ч	менее 5,0
3. Скорость движения изображения ЭКС, мм/с	12,5 ÷ 100
4. Погрешность установки скорости движения ЭКС, %	менее 10
5. Нелинейность развертки, %	менее 10
6. Смещение изолинии при регулировке чувствительности, мм	менее 2,0
7. размер развертки по горизонтали, мм	более 50
8. разрешающая способность (растр изображения) не менее	265x512
Возможность анализа ритма	
1. Диапазон напряжений уверенного обнаружения R-зубца (комплекс QRS), мВ	0,2 ÷ 5,0
2. Диапазон измерения ЧСС, мин-1	30 ÷ 300
3. Погрешность измерения ИСС, мин-1	+ 2
4. Верхняя граничная частота при обнаружении сигнала, мин-1	500 ÷ 600
5. Время усреднения ЧСС, с	15, 30, 60
6. Длительность запоминания фрагментов ЭКС по сигналу тревоги, с	8 ÷ 20
7. Время анализа катастрофических аритмий, с	5 ÷ 10
8. Время анализа угрожающих аритмий, мин	1 ÷ 2
9. Число уровней программы сигнализации	2 ÷ 3

ГЛАВА 9. ПРОЕКТИРОВАНИЕ ПРИБОРОВ ДЛЯ БИОИМПЕДАНСНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Аппаратура для биоимпедансных измерений ориентирована на получение специфической информации о внутренней структуре биологического объекта выражаемой в величинах электропроводности. Измерение электропроводности в зависимости от цели решаемой задачи производится в различных частотных диапазонах.

Постоянный ток и инфранизкочастотный диапазон (до 10 Гц) чаще всего используют при определении состояний кожного покрова, включая рефлекторные зоны человека и БАТ.

Низкие и средние частоты преимущественно используются при исследовании функции легких и параметров сердечно-сосудистой системы. Например, известны приборы для трансторакальной реоимпедансографии, реоэнцефалографии и определения венозного кровотока, использующих приборы, работающие на частотах 4 кГц, 50 кГц. Высокие частоты зондирования используются, например, при регистрации дыхательной функции легких (0,5 МГц), при диэлектрических измерениях опухолей и окружающих тканей (до 100 МГц). Известны так же подходы, когда зондирование интересующей исследователя области осуществляется несколькими частотами, с целью извлечения большего количества информации.

Биоимпедансные измерители используются в режиме преобразования. Чаще всего величина импеданса преобразуется в величину электрического напряжения, которая подвергается дальнейшей обработке. Биоимпедансные измерительные преобразователи (БИИП) подразделяются на контактные и бесконтактные.

Контактные БИИП представляют собой совокупность электродов, которые накладываются на исследуемый участок биообъекта. По методу измерения такие БИИП делятся на двухэлектродные (биполярные) и 4-х электродные (тетраполярные).

Биполярные БИИП, работающие на постоянном токе, широко применяются при исследованиях электрокожного сопротивления, включая регистрацию активной составляющей БАТ. Схема подключения биполярного БИИП показана на рисунке 9.1.

Фактически это преобразователь типа сопротивление-напряжение. При проектировании таких измерителей следует учитывать, что измерение сопротивления сопровождается пропуском тока в измерительной цепи через биообъект. При этом величины токов должны выбираться так, чтобы не оказывать заметного влияния на функционирование биообъекта искажая тем

самым информативную ценность измеряемого показателя и не вызывать соответствующих тепловых или болевых ощущений. Так, например, при измерении параметров сопротивления БАТ рекомендуется работать с измерительным током $1-5 \text{ мкА}$. В методике Реодораку этот ток берут равным 200 мкА . В некоторых работах предлагается значение измерительного тока порядка десятков наноампер. При этом диапазоне измерений сопротивление лежит в пределах $0-10^6 \text{ Ом}$. При расчетах величины измерительного тока в реографах исходят из того, что его величина не должна вызывать раздражающего действия, причем считается, что оценку раздражающего действия тока лучше всего проводить не по силе тока, а по его плотности $\delta = i/s$, где s - площадь контакта электрода с поверхностью ткани в см^2 , а i - сила тока в мА .

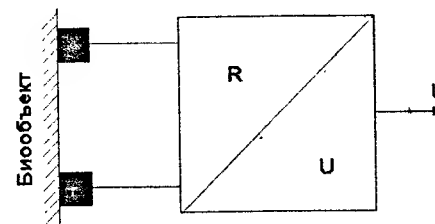


Рисунок 9.1. Схема подключения биполярного БИИП.

Для измерительного переменного тока синусоидальной формы раздражающее действие тока уменьшается пропорционально квадрату частоты в соответствии с формулой

$$i_n = k \sqrt{f},$$

где i_n - пороговое значение тока в мА , f - частота тока в кГц , k - коэффициент пропорциональности. В среднем $k=0,1-0,12$. При приложении электродов к слизистым оболочкам глаза, носа, полости рта, при реографии детей в возрасте до 2 лет - рекомендуют $k=0,1$. Исходя из этих требований рассчитываются величины напряжений измерительных цепей. Например в реографах фирм Schunfried, Calhelo, Alvar напряжения питания измерительных схем находится в пределах 6-8В, что обуславливает силу тока в измерительной цепи 5-10мА при сопротивлениях исследуемых участков тела в пределах 50-700Ом.

Биполярные БИИП надежны и просты в изготовлении, но обладают

рядом недостатков обусловленных методической погрешностью вследствие повышенной чувствительности к электропроводности приэлектродных зон.

Четырехэлектродные БИИП более помехоустойчивы к паразитным модуляциям электрического сопротивления приэлектродной зоны. На рисунке 9.2 показана эквивалентная схема подключения тетраполярного БИИП к биообъекту.

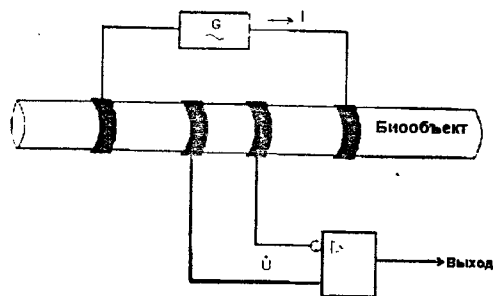


Рисунок 9.2. Схема подключения тетраполярного БИИП.

Генератор переменного напряжения подключен к паре электродов. Переменный ток, проходя через биообъект создает падение напряжения на сопротивлении биообъекта, часть которого регистрируется второй парой электродов. Изменение импеданса биообъекта приводит к изменению падения напряжения на регистрирующей паре электродов.

Эквивалентная схема, позволяющая произвести расчет параметров согласования БИИП с биообъектом приведена на рисунке 9.3.

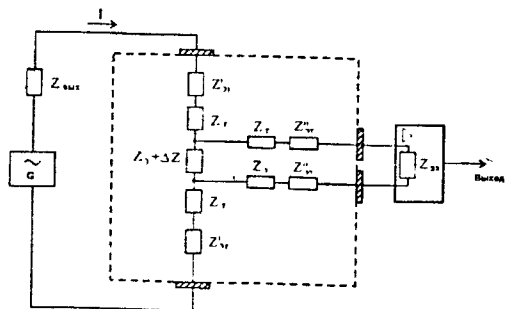


Рисунок 9.3. Эквивалентная схема включения.

Здесь $Z_{н1}$ - сопротивление приэлектродной зоны (электрод-ткань); $Z_{н1} = Z'_{н1} + Z''_{н1}$; $\Delta Z_{н1}$ - паразитное изменение сопротивления приэлектродной зоны; Z_0 - базовое сопротивление (постоянная составляющая сопротивления) биообъекта; ΔZ_0 - информативное изменение базового сопротивления; $\delta_{сн}$ - заданная величина отношения сигнал-помеха. Ниже приводятся соотношения для расчета выходного сопротивления биоусилителя $Z_{вых}$:

$$|Z_{вых}| \geq \frac{2Z_{н1}}{100/\delta_{сн} + 1}; \quad |Z_{вых}| \geq \delta_{сн} |Z_0| \frac{|DZ_{н1}|}{|DZ_0|}$$

Для типичных значений параметров при $\delta_{сн} = 100$ даются ограничения:

$$|Z_{вых}| \approx |Z_{н1}| \geq 200 \text{ кОм}$$

Информативное изменение сопротивления биообъекта составляет $0,05 \pm 0,1 \text{ Ом}$. Частотный спектр реограммы лежит в пределах $0,3 \pm 30 \text{ Гц}$, реоплитизмограммы - в диапазоне $0 \pm 5 \text{ Гц}$.

Большинство БИИП строятся либо по мостовому принципу, либо по потенциометрической схеме. Мостовые схемы - это схемы с генератором тока и усилителем подключенным к разным электродным парам. На рисунке 9.4. приведена схема 4-х электродного БИИП работающего на переменном токе.

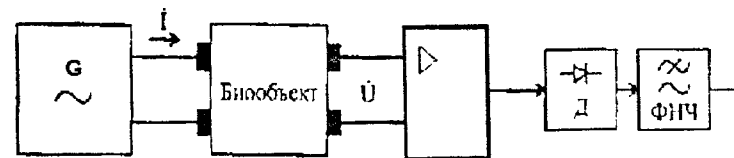


Рисунок 9.4. Схема включения 4-электродного БИИП.

Генератор G задает ток стабильной амплитуды. Напряжение с биообъекта усиливается, детектируется (детектором D) и фильтруется фильтром низких частот (ФНЧ), после чего низкочастотный сигнал пропорциональный импедансу биообъекта может быть дополнительно усилен. Учитывая, что спектры реограмм лежат в пределах 10 Гц , верхнюю частоту фильтра во избежание фазовых искажений устанавливают в пределах $30-40 \text{ Гц}$.

Для подавления помех в БИИП широко используют дифференциальные усилители с экранированием, изолирующие усилители.

К одному из недостатков биоимпедансных измерителей относится нелинейность линий тока внутри биообъекта. Частично устранить этот недостаток можно, используя принципы фокусировки электрического поля, которая осуществляется по методу создания однородного электрического поля в плоском конденсаторе: чем больше площадь обкладок конденсатора, тем однороднее внутри него становится поле. На рисунке 9.5 приведена схема фокусировки поля на преобразователе сопротивления в напряжение.

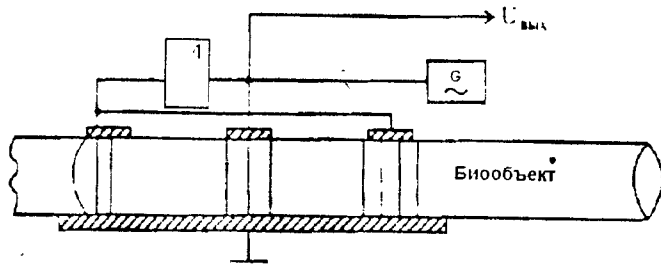


Рисунок 9.5. Схема фокусировки поля на преобразователе ПСН: G — генератор переменного тока; I — повторитель.

На рисунке 9.6. приведена схема фокусировки на преобразователе электропроводности в напряжение.

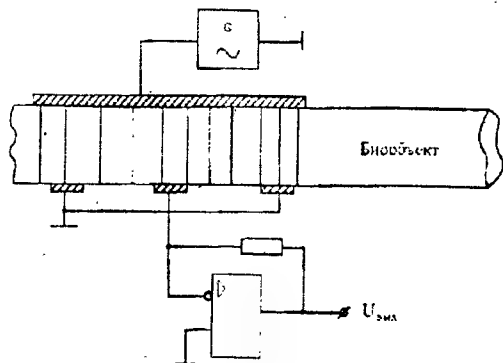


Рисунок 9.6. Схема фокусировки поля на преобразователе электропроводности-напряжение.

Также, как в схемах кардиомониторов, в реоплетизмографах активно используются изолирующие усилители. На рисунке 9.7 показана соответствующая схема.

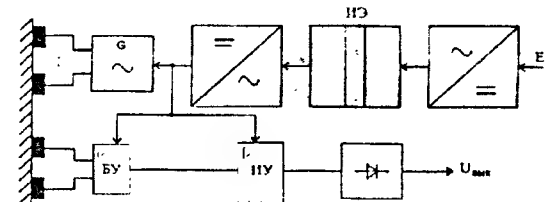


Рисунок 9.7. Схема реоплетизмографа с изолирующими усилителями: ИЭ — изолирующий элемент; ИУ — изолирующий усилитель; БУ — буферный усилитель.

С помощью изолирующих усилителей легко осуществляется компенсация паразитных емкостей кабеля пациента. На рисунке 9.8 показана схема, в которой один из выводов кабеля пациента, подключенный к инвертирующему входу ОУ, помещен в экран.

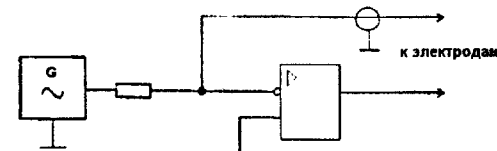


Рисунок 9.8. Схема компенсации помех от кабеля.

На рисунке 9.9 показан вариант экранирования выводов, когда экран в буферном усилителе подключается к выходам повторителей напряжения.

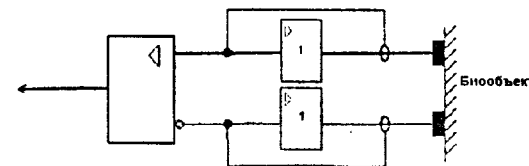


Рисунок 9.9. Схема экранирования с буферными усилителями.

В настоящее время появились разработки в области импедансной компьютерной томографии (ИКТ). К достоинствам ИКТ относят дешевизну, простоту и безопасность, однако, алгоритмы визуализации здесь достаточно сложны в силу нелинейности распространения линий тока через биообъект. В ИКТ томографах используют многоэлектродные коммутрующие системы.

На рисунке 9.10 показан вариант подключения биообъекта к электродной матрице.

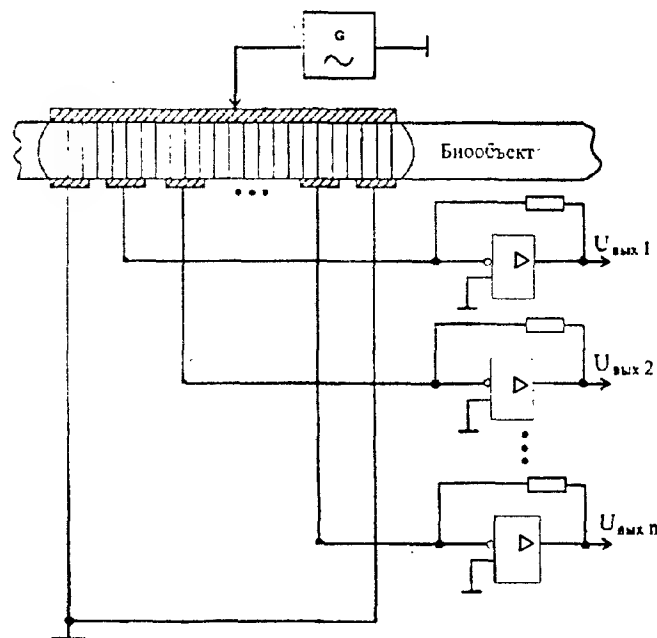


Рисунок 9.10. Схема подключения биообъекта к электродной матрице.

Электродная система выполняется в виде многоэлектродного пояса, например, с хлорсеребряными электродами. Процедура измерений состоит в последовательном переборе электродов и проведении независимых измерений. Сканирование производится с помощью программно-управляющих ключевых схем. На рисунке 9.11 приведена схема импедансного компьютерного томографа.

Центральный процессор управляет сбором данных и автономно производит обработку данных (реконструкция изображений). Сбор данных производится с помощью блока управления (БУ). Интерфейсный блок оцифровывает аналоговую информацию, поступающую из 12 входных блоков.

Входной блок (рисунок 9.12) содержит 8 цифровых умножителей, выполненных на ЦАП и управляющих амплитудой зондирующего сигнала и 16 аналоговых ключей, коммутирующих электродные пары. Частота зондирующего сигнала - 100 кГц. Ток, проходящий через биообъект, преобразуется в напряжение, которое возвращается в интерфейсный блок, осуществляя отрицательную обратную связь.

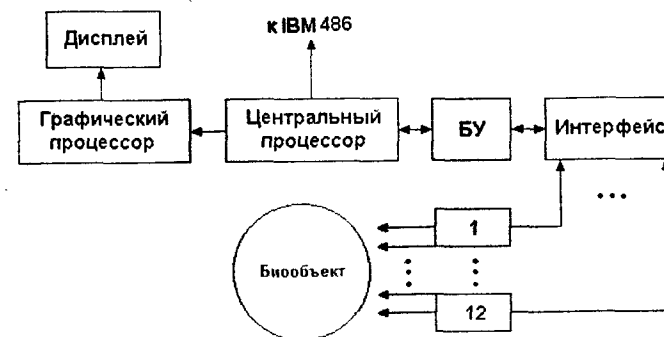


Рисунок 9.12. Схема импедансного томографа.

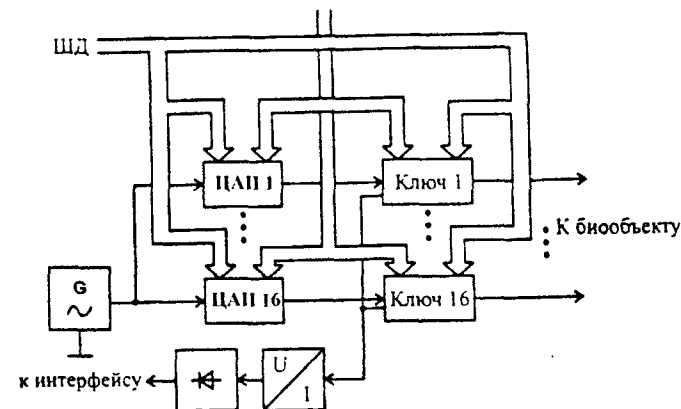


Рисунок 9.13. Входной блок импедансного томографа.

Система для оценки состояния периферической гемодинамики, представляет собой четырёхканальную автоматизированную систему, в состав которой входят: четырёхканальный реограф Р4-02, дисплей, алфавитно-цифровое печатающее устройство, (АЦПУ), осциллограф, ЭВМ, включающая четырёхканальный десятиразрядный АЦПУ, перепрограммируемое запоминающее устройство, процессор и интерфейсы внешних устройств. Система реализует измерение по 4 каналам следующих параметров периферической гемодинамики: периферического кровотока минутного периферического кровотока, отношения периферического кровотока двух каналов (первого и второго, третьего и четвёртого), отношения площадей систолической и диастолической ветвей реограммы, отношения площадей систолической и диастолической ветвей к полной площади цикла. Указанные параметры удобно использовать для оценки периферического кровотока интересующих участков тела, а также для сравнительной оценки кровоснабжения симметричных органов (например, верхние и нижние, правые и левые доли лёгких). Комплекс алгоритмов и программ системы обеспечивает её функционирование в следующих режимах: ввод по заданному числу каналов калибровочного сигнала реографа, измерение калибровочных коэффициентов в каждом из заданных каналов, ввод в ЭВМ исследуемых аналоговых сигналов реограмм, измерение необходимых параметров реограмм в каждом из каналов, вычисление показателей кровенаполнения и вывод их значений на АЦПУ.

В основу вычисления величины периферического кровотока положена формула, связывающая приращение объёма участка тела ΔV в момент систолы с изменением его сопротивления ΔR за счёт кровенаполнения:

$$\Delta V = \rho \frac{L^2}{R^2} \Delta R,$$

где L - межэлектронное расстояние, см; R - базовое сопротивление исследуемого участка, Ом; ΔR - изменение сопротивления за время систолы, Ом; ΔV - изменение объёма участка тела, мл; ρ - удельное сопротивление крови, Ом см, которое для реографа Р4-02 может быть преобразовано к виду:

$$\Delta R = 0,1 \frac{H}{K},$$

где H - максимальное значение систолы, определённое по сигналу

реограммы после его преобразования АЦПУ; K - калибровочный коэффициент, равный размаху сигнала калибровки после его ввода в ЭВМ.

Если предположить, что $\rho = 150$ Ом см, то выражение для вычисления периферического кровотока PK можно написать так

$$PK = H \frac{15 L^2}{K R^2},$$

Для определения периферического кровотока PK необходимо произвести измерение калибровочного коэффициента K в режиме калибровки и максимального значения систолы H для данного цикла анализируемой реограммы. Для измерения площадей под систолической и диастолической ветвями необходимо найти точки начала систолы $K1$ и конца диастолы $K4$, а также точку инфизуры $K3$. Отсчёт с номером $K2$ принимается соответствующим максимуму систолы H . Для реализации процедуры обнаружения начала систолы $K1$ и конца диастолической ветви $K4$ первоначально используется порог обнаружения

$$U = \frac{MX}{MU},$$

где MX - максимальное значение анализируемого сигнала реограммы в данном канале; MU - коэффициент вычисления порога. Устойчивость используемого алгоритма предварительного поиска точек $K1$ и $K4$, как точек пересечения систолы и диастолы с порогом, зависит от дрейфа изолинии исследуемой реограммы и значения порога U . При незначительном дрейфе (2-3% H) алгоритм устойчиво работает при достаточно низком пороге ($MU = 15-20$). Значительно чаще в реальных условиях дрейф изолинии превышает указанную величину, в связи с чем приходится выбирать значения коэффициента MU в диапазоне 5-10. За начало систолы первоначально принимаются элемент массива с номером $K1=i$ при условии, что $X(i-1) \leq U$ и $X(i) > U$, а последним элементом диастолы по аналогии являются элемент с номером $K4=i$, для которого выполнены условия $X(i) > U$ и $X(i+1) \leq U$, где $X(i)$ - i -й элемент массива реограммы в данном канале. Найденные таким путём значения $K1$ и $K4$ при высоком пороге U могут незначительно отличаться от истинных точек начала систолы и конца диастолы. Поэтому в дальнейшем для каждого цикла реограммы производится уточнение положения этих характерных точек кривой путём поиска ближайших к ним минимумов слева от $K1$ и справа от $K4$. В

качестве величин, пропорциональных площадям под систолой и диастолой, используются суммы вида

$$S1 = \sum_{i=K1}^{i=K3-1} \frac{X(i) + X(i+1)}{2},$$

$$S2 = \sum_{i=K3}^{i=K4-1} \frac{X(i) + X(i+1)}{2}.$$

При этом величина $S0=S1+S2$ пропорциональна общей площади под данной кривой.

Для определения номера элемента $K3$, соответствующего инцизуре, после нахождения максимального элемента N систолы на катакроте до точки $K4$ применяется поиск точки "седловины". Если в результате слабой выраженности дикротического зубца "седловина" в явном виде на катакроте не обнаруживается вплоть до элемента с номером $K4$, то поиск инцизуры повторяется заново по критерию первого уменьшения относительно предыдущего шага скорости снадения катакроты.

Для определения частоты сердечных FSS используется соотношение:

$$FSS = \frac{60 F}{K2(II) - K2(I)},$$

где F частота дискретизации входных сигналов, Гц; $K2(I)$ и $K2(II)$ - номера максимальных элементов систол первого и второго последовательных циклов в первом канале.

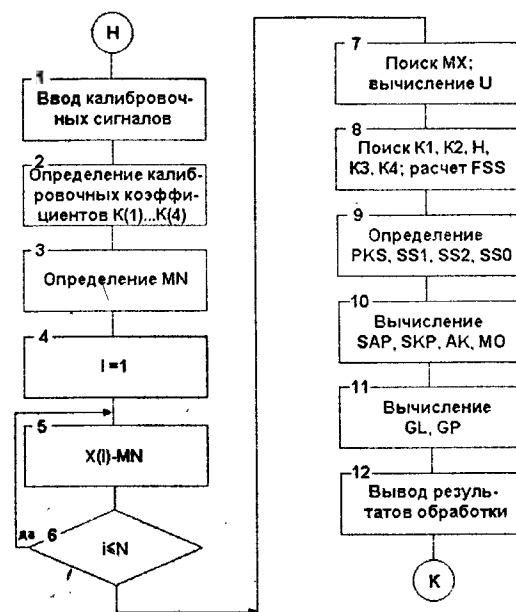


Рисунок 9.14. Алгоритм работы системы оценки периферической гемодинамики.

На рисунке 9.14 приведена укрупнённая структурная схема алгоритма работы системы. После загрузки комплекса программ производится ввод исходных данных: $R(1)+R(4)$ значения базовых сопротивлений для каждого из каналов; $L(1)+L(4)$ - расстояние между электродами; MU - коэффициент вычисления порога; $K20$ - число используемых каналов; $K30$ - планируемое число экспериментов.

После ввода массивов калибровочных сигналов для каждого из них производится определение соответствующих калибровочных коэффициентов $K(1)-K(4)$, значения которых выводятся на АЦПУ. Для калибровки вводятся отрезки сигнала длительностью l с частотой дискретизации $F=100$ Гц. Ввод анализируемых реограмм производится в состоянии покоя в фазе неполного выдоха после некоторой паузы с момента задержки дыхания для уменьшения дрейфа изолинии. Длительность вводимых реализаций реограммы принята равной $6s$ при частоте дискретизации в канале $F=100$ Гц. При такой длительности

интервала анализа обеспечивается получение хотя бы трёх полных циклов даже при частоте сердечных сокращений 40 в минуту. Необходимое значение частоты дискретизации обеспечивается программно путём подбора величины интервала времени между двумя последовательными обращениями к АЦПУ для считывания информации. Над сигналами в каждом из каналов последовательно выполняются следующие процедуры:

- поиск минимального элемента MN анализируемого массива и вычитание его значения из всех элементов массива;
- поиск максимального элемента MX и вычисление порога U;
- поиск характерных точек кривой K1, K2, H, K3, K4 и расчёт FSS по сигналу в первом канале;
- вычисление периферического кровотока PK и определение площадей S1, S2, S0;
- определение по трём последовательным циклам средних значений периферического кровотока PKS, площади под систолой SS1, площади под диастолой SS2 и полной площади под кривой SS0;
- вычисление относительных величин вида

$$SAP = \frac{SS1}{SS0} * 100\% ; \quad SKP = \frac{SS2}{SS0} * 100\% ; \quad AK = \frac{SS1}{SS2} ;$$

- вычисление периферического кровотока за минуту

$$MO = PKS * FSS.$$

После выполнения обработки сигналов во всех заданных каналах вычисляются отношения вида

$$GL = \frac{PKS(1)}{PKS(2)} * 100\% ;$$

$$GP = \frac{PKS(3)}{PKS(4)} * 100\% ;$$

и результаты обработки выводятся на АЦПУ.

ГЛАВА 10. АППАРАТУРА ДЛЯ ТРАДИЦИОННОЙ ЭЛЕКТРОТЕРАПИИ

Применяемые в медицинской практике методы электротерапии используют весьма широкий диапазон частот, от постоянного тока до крайне высоких частот (КВЧ), с частотами сотен гигагерц. Существуют различные подходы к классификации многообразной и разнотипной электротерапевтической аппаратуры, например, по типу используемого тока (постоянный, переменный), по физическим факторам, с помощью которых осуществляется воздействие на организм, по эффекту воздействия (механическое, тепловое, физико-химическое, информационное и т.д.). В таблице 10.1 представлен вариант классификации основных методов электротерапии по физическим характеристикам фактора действующего на организм.

В последнее время все более интенсивно развиваются методы и средства воздействия на информационном уровне, использующие технику крайне высоких частот.

Таблица 10.1. Классификация основных методов электротерапии по физическим характеристикам фактора, действующего на организм.

Основной фактор действующий на организм	Характеристика фактора	Режим действия фактора	Название метода применяемого в медицинской практике
1	2	3	4
Воздействие током через контактно наложенные электроды	Постоянный ток	Непрерывный	Гальванизация, лечебный электрофорез
	Импульсная последовательность одной полярности	Импульсный	Фарадизация, электростимуляция, электросон
	Переменный ток низкой и средней частоты	Непрерывный Импульсный	Синусоидальный модулированный ток, интерференц. ток.
	Переменный ток высокой частоты	Непрерывный Импульсный	Ток с широким спектром частот Диатермия, электрохирургия, местная дарсонвализация

Продолжение таблицы 10.1.

1	2	3	4
Воздействие полем без контактного наложения электродов	Магнитное поле постоянной или переменной низкой частоты	Непрерывное Импульсное	Магнитотерапия -/-
	Магнитная составляющая поля индукции	Непрерывное Импульсное	Индуктометрия -/-
	Электромагнитное поле индукции	Непрерывное Импульсное	-/- Общая дарсонвализация
	Электромагнитное поле излучения	Непрерывное Импульсное	Микроволновая и ДЦВ-терапия
	Электрическая составляющая электромагнитного поля	Импульсное Непрерывное Импульсное	Терапия электрическим полем УВЧ (УВЧ – терапия) Импульсная УВЧ – терапия
	Постоянное электрическое поле		Статический душ Аэроионотерапия

10.1. Аппараты для терапии постоянным током

Как было показано выше, электропроводность тканей и органов определяется, в основном, содержанием тканевой жидкости. Поэтому, постоянный ток между электродами проходит по кратчайшим расстояниям, как в однородном веществе, а главным образом вдоль потоков тканевой жидкости, кровеносных и лимфатических сосудов, содержащих жидкость оболочек нервных стволов и т.д.

Общее сопротивление участка организма между электродами обуславливается, главным образом, сопротивлением слоя кожи и, в меньшей степени, слоя подкожножировой клетчатки в месте наложения электродов.

При прохождении постоянного тока через ткани организма возникают явления электрохимической поляризации, происходящие как внутри тканей подвергшихся действию электрического тока, так и на поверхности наложенных на кожу электродов. Внутри тканей существуют полупроводящие перегородки, на которых возникают скопления ионов, создающих пространственные заряды, которые, в свою очередь, создают разность потенциалов противоположную по знаку прикладываемому напряжению. Продукты электролиза растворов, находящихся в тканях между электродами, могут образовывать с веществом электродов гальванические пары, электродвижущая сила которых направлена против приложенного напряжения. Все это приводит к тому, что сопротивление тканей организма, при постоянном токе значительно выше, чем при переменном, когда явления поляризации значительно ослабляются.

Метод гальванизации заключается в воздействии на ту или иную область организма постоянным током относительно небольшой силы. При этом обычно применяют свинцовые луженые электроды, накладываемые на поверхность тела. Свинец применяют в силу его пластичности и малой подвижности его ионов, которые почти не участвуют в образовании тока между электродами. Облуживание предупреждает окисление поверхности электрода. При этом следует иметь в виду, что наложение металлических электродов непосредственно на кожу недопустимо, поскольку на их поверхности образуются продукты электролиза (на отрицательном электроде едкий натрий-водород, а на положительном - соляная кислота и кислород), которые оказывают на кожу прижигающее воздействие. Для предупреждения этого явления на поверхность кожи, под электрод, помещают прокладку (толщиной около 1 см) из хорошо смачивающегося материала: байки, фланели и т.д. Эта прокладка может быть смочена теплой водой или каким-либо лекарственным раствором.

Сопротивление цепи между электродами, при различных процедурах, меняется в широких пределах. В целом, для значительной части местных процедур на туловище и конечностях, при площади прокладок в пределах 100-200 кв. см. и токе 10-20 мА, сопротивление постоянному току составляет 0,5-1 кОм; при малой площади прокладок и токе 4-5 мА оно увеличивается до 2-3 кОм. При глазнично-затылочном расположении электродов и при токе в пределах 1-2 мА сопротивление повышается до 4-5 кОм. Исходя из этих данных, источник тока для гальванизации, при местных процедурах, должен обеспечивать напряжение до 40-50 В и ток до 25-30 мА.

В простейшем случае в качестве аппарата для гальванизации может использоваться выпрямитель переменного тока, работающий от стандартной электрической сети. В качестве примера можно привести принципиальную схему "Аппарата для гальванизации током до 50мА" (рисунок 10.1).

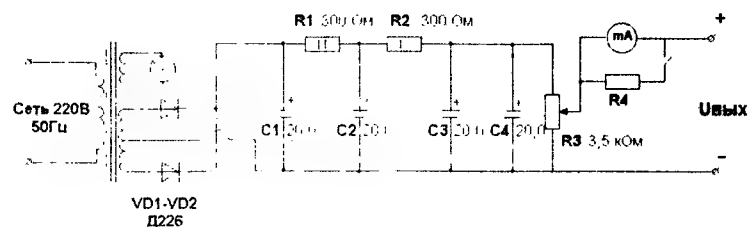


Рисунок 10.1. Структурная схема аппарата для гальванизации током.

Выпрямитель собран по двухполупроводниковой схеме. Сопротивления R1 и R2 и конденсаторы C1...C4 - образуют сглаживающий фильтр. Проволочный резистор R3 выполняет роль регулятора величины тока, а резистор R4 представляет собой шунт для изменения диапазона величины измеряемого тока в пределах 0-5 или 0-50мА.

В различных вариантах приборов аналогичного назначения могут использоваться стабилизаторы тока, системы автоматической регулировки, реле времени, фиксирующие время проведения процедур и т.д.

Аналогичная аппаратура используется в электротерапии для введения лекарственных веществ (электрофорез). В этом случае прокладки под электродами смачиваются раствором соответствующего вещества. Лекарства вводятся в организм в соответствии со знаком заряда, который принимают частицы этих веществ в растворе: от положительного электрода вводятся ионы металлов, а так же положительно заряженные в растворе частицы сложных веществ (хинин, новокаин и др.). От отрицательного электрода вводятся ионы кислотных радикалов, а так же отрицательно заряженные в растворе частицы сложных веществ (сульфидин, пенициллин и т.д.).

Для уменьшения расхода лекарств рекомендуется смачивать раствором не прокладку (которая смачивается водой), а только подкладываемый по нее листочек фильтровальной бумаги.

Для специальных целей, например в глазной практике, применяют наливные электроды, состоящие из сосуда той или иной формы, в который вмонтирован проводящий стержень. В сосуд наливается раствор соответствующего электролита, проводящий ток от стержня к поверхности кожи или слизистой.

При электрофорезе, ионы или заряженные частицы соответствующего знака из раствора, которым смочена прокладка, переходят в подлежащие ткани организма, а из тканей организма навстречу им поступают ионы натрия или хлора. Введенные в организм ионы не поступают на большую глубину. Они задерживаются в коже или подкожной клетчатке в области расположения электродов. Затем, в течение длительного времени, путем диффузии они переходят в общий ток крови и разносятся по всему организму. При этом, частицы теряют свой заряд, а ионы превращаются в атомы.

10.2. Аппараты для терапии постоянным электрическим полем

Терапевтический эффект от постоянного электрического поля достигается при помещении пациентов в сильное, постоянное по знаку, поле с высокой разностью потенциалов: от 10 до 100 и более киловольт. Например, процедура электростатического душа предполагает использование источника напряжения с разностью потенциалов 30-40кВ. Фактически, подвергаются действию тихого электрического разряда, интенсивность которого зависит от напряжения, прикладываемого между соответствующими электродами. Напряженность электрического поля внутри тела пациента не велика, однако может вызывать явления поляризации молекул в тканях-диэлектриках и микротоки в тканях-проводниках. На поверхности тела образуются статические заряды. Большое значение, в механизме действия постоянного электрического поля, придают аэроионному потоку, который образуется на остриях активного электрода и падает на поверхность тела, а так же действует на организм вдыхаемого ионизированного и озонированного воздуха. В этом случае, аэроионы попадают на поверхность альвеол, заряды, которые они несут, передаются крови и разносятся по всему организму. Дозировка процедур аэроионотерапии производится по количеству ионов, содержащихся в 1 куб.см вдыхаемого воздуха, с учетом коэффициента униполярности, определяемого по формуле $K = n/p$, где n - количество положительных аэроионов в единице объема воздуха, p - количество отрицательных аэроионов.

Развитием аэроионотерапии является электроаэрозольтерапия, в которой вдыхаемым лекарственным частицам придается соответствующий заряд.

В современных аппаратах, для создания высоковольтного статического электрического поля, используют специальные умножители напряжения. Структурная схема одного из таких аппаратов, типа АФ-3, приведена на рисунке 10.2.

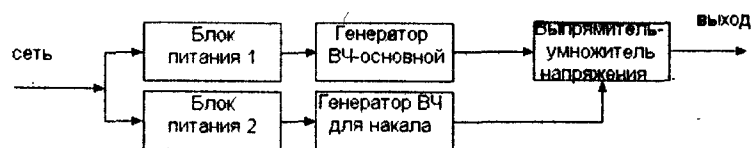


Рисунок 10.2. Структурная схема аппарата типа АФ-3.

Рабочее напряжение постоянного знака получается путем выпрямления и умножения промежуточного высокочастотного напряжения. Аппарат состоит из трех основных частей: основного высокочастотного генератора промежуточного напряжения с блоком питания; вспомогательного высокочастотного генератора для питания цепей накала выпрямителя - умножителя напряжения с блоком питания; выпрямителя - умножителя для получения рабочего напряжения.

Особый интерес, в этих аппаратах, представляет собой блок формирования высокочастотного напряжения. В аппарате АФ-3 выпрямитель - умножитель собран по схеме однопериодного выпрямления, с учетверением напряжения на четырех высоковольтных кенотронах 1Ц7С и семи высоковольтных конденсаторах (см. рисунок 10.3). Работает умножитель следующим образом. В первый полупериод переменного напряжения на катушке происходит заряд конденсатора $C1$, через диод, выполненный на лампе Л1 до напряжения U . Во второй полупериод, через диод Л2, происходит заряд конденсаторов $C2, C3$, до напряжения $2U$.

Это напряжение создается напряжением на катушке L , плюс напряжение на конденсаторе $C1$. В следующий полупериод, через диод Л3, конденсаторы $C4$ и $C5$ заряжаются до напряжения $2U$ (напряжение U катушки L , плюс $2U$ с конденсаторов $C2, C3$, минус U конденсатора $C1$). В четвертый полупериод, через диод Л4, конденсаторы $C6, C7$ заряжаются до напряжения $2U$ (напряжение U катушки, плюс $3U$ на конденсаторах $C1, C4, C5$, минус $2U$ на конденсаторах $C2, C3$). Выходные клеммы подключены к последовательной цепи конденсаторов $C2, C3, C6, C7$ с общим напряжением $4U$.

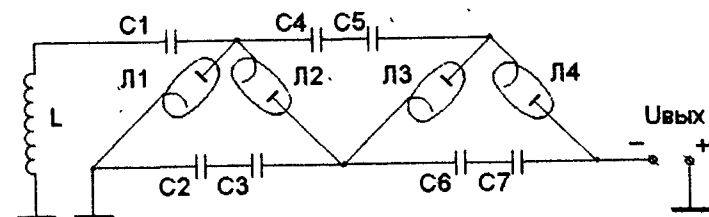


Рисунок 10.3. Схема электрическая принципиальная выпрямителя-умножителя аппарата АФ-3.

В современных высоковольтных аппаратах вместо ламп используют высоковольтные диодные сборки.

Для образования воздушных ионов в аэроионизаторах используются следующие явления: электрический разряд; мелкодисперсное разбрызгивание воды (гидроаэроионизаторы); действие на воздух частиц радиоактивного излучения.

В качестве электрического аэроионизатора может использоваться рассмотренный выше аппарат типа АФ-3. Примером группового аэроионизатора служит установка Чижевского (см. рисунок 10.4), состоящая из электроэфлювиальной люстры, подвешиваемой к потолку помещения и питающего устройства, дающего высоковольтное напряжение.

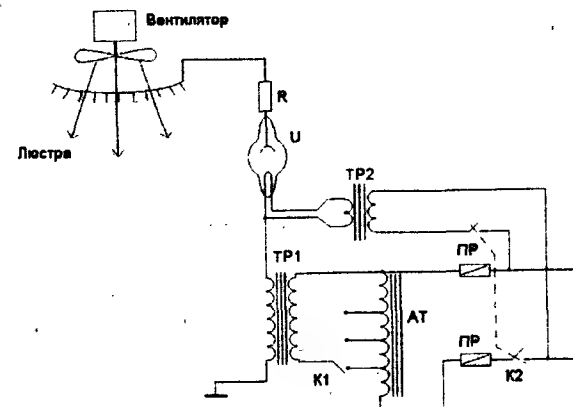


Рисунок 10.4. Установка Чижевского.

Люстра представляет собой круглую металлическую сетку (диаметром 1м), снабженную направленными вниз остриями. К сетке, через ограничивающий резистор R, подводится высоковольтное напряжение, порядка от 30 до 100кВ (обычно отрицательное). Над сеткой помещается вентилятор, который создает направленный вниз поток воздуха. Под действием высокого напряжения у концов острий сетки возникает тихий разряд, в процессе которого в воздухе образуется большое количество ионов обоих знаков. Положительные ионы притягиваются сеткой и нейтрализуются. Отрицательные ионы отталкиваются от сетки и уносятся вниз потоком воздуха.

Высоковольтный выпрямитель состоит из высоковольтного трансформатора Тр1, рентгеновского кенотрона U, автотрансформатора Ат для регулировки напряжения, трансформатора Тр2 для питания накала кенотрона. На рисунке 10.5. приведен пример реализации индивидуального аэроионизатора с восьмикратным умножителем на селеновом выпрямителе и восьми конденсаторах. Высоковольтное напряжение около 3,5кВ подается на кольцевой пятигольчатый электрод.

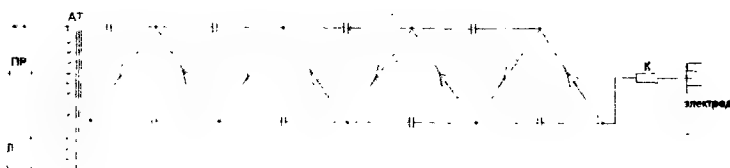


Рисунок 10.5. Пример реализации индивидуального аэроионизатора с восьмикратным умножителем.

10.3. Аппараты для терапии модулированными и непрерывными последовательностями токов низкой и средней частоты

В современной электротерапии широко используют импульсные и непрерывные токи различной формы, частоты и скважности.

На рисунке 10.6 приведены графики достаточно простых токов, применяемых в медицинской практике.

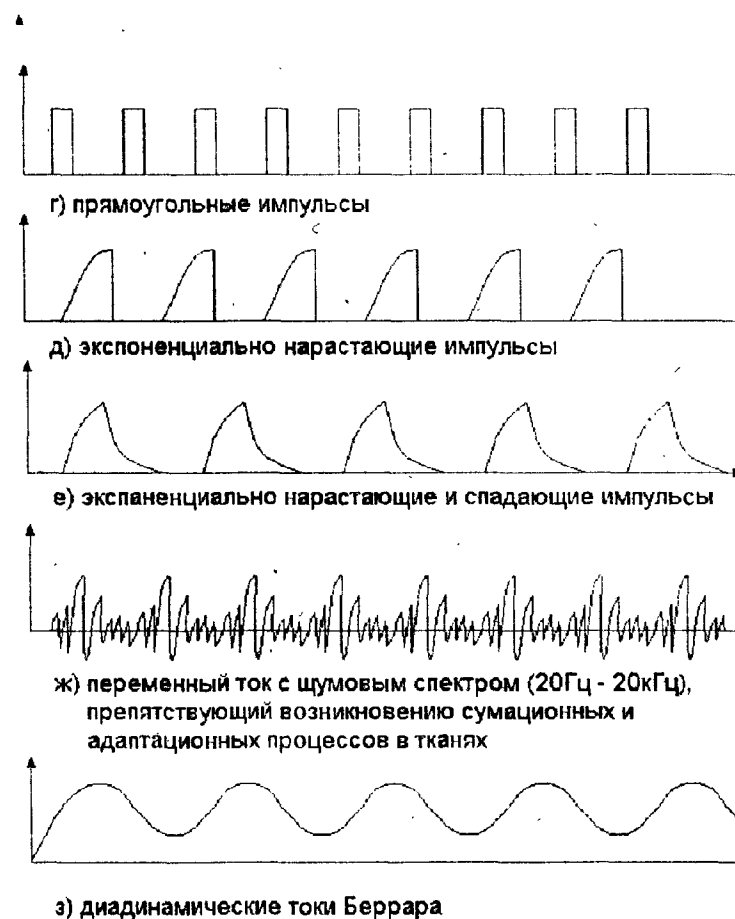


Рисунок 10.6. Эпюры токов, применяемых в медицинской практике.

Широкое применение находят так же токи средней частоты, модулированные низкочастотными импульсами. Примеры таких токов приведены на рисунке 10.7.

Импульсы переменного тока применяются при электротерапии, электростимуляции, электросне и при организации прочих лечебных процедур.

Классическим примером терапевтической аппаратуры, использующей импульсные стимулирующие последовательности, является аппаратура для электросна.

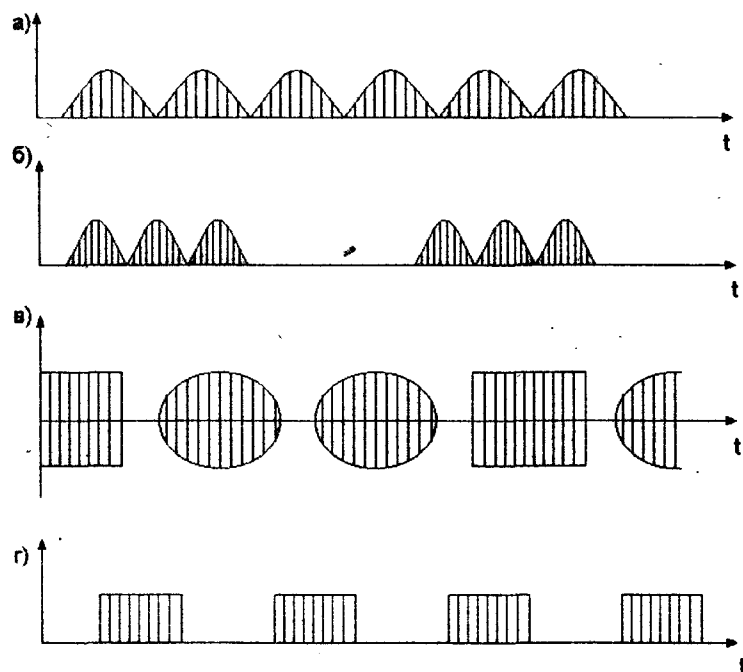


Рисунок 10.7. Осциллограммы сигналов аппарата ЭС-2.

Известно, что импульсный ток может оказывать как раздражающее, так и тормозящее действие. Метод воздействия на головной мозг импульсным током слабой силы, с целью вызвать разлитое торможение, переходящее в обычный сон, называется "электросном". При электросне воздействие на головной мозг осуществляется через электроды, наложенные на закрытые глаза и сосцевидные

отростки височных костей импульсным током прямоугольной формы, при длительности импульсов порядка 0,2-0,3 мс и частоте повторения, регулируемой в пределах от 1-2 до 80-100 имп/сек. Частота импульсов подбирается для каждого пациента индивидуально, а ток устанавливается таким, чтобы его прохождение не вызывало болезненных ощущений.

На рисунке 10.8 показана типовая структурная схема аппарата для электросна типа ЭС-2.

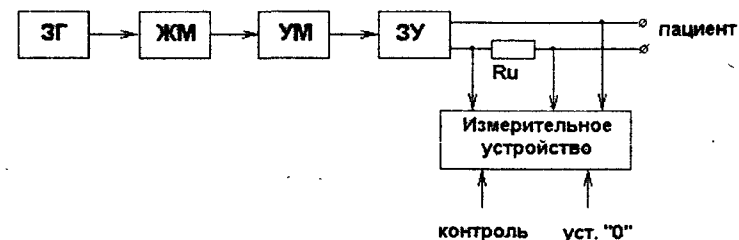


Рисунок 10.8. Структурная схема аппарата для электросна ЭС-2.

Аппарат состоит из следующих основных блоков: задающего генератора (ЗГ), ждущего мультивибратора (ЖМ), усилителя мощности (УМ), защитного устройства (ЗУ) и измерительного устройства. Задающий генератор выполнен по схеме мультивибратора со ступенчатой или плавной регулировкой частоты, в пределах соответствующей ступени. В связи с тем, что при изменении частоты колебаний ЗГ меняется и длительность импульса, а по условию работы аппарата она должна оставаться постоянной, после ЗГ ставят ждущий мультивибратор, срабатывающий по переднему фронту. Для повышения мощности импульсов согласования выхода генератора с сопротивлением нагрузки, используется усилитель мощности. Выходная цепь аппарата имеет двойную защиту против аварийного повышения напряжения на выходном потенциометре или чрезмерного тока в цепи. В обоих случаях срабатывает защитное реле, разрывающее цепь выходного потенциометра и создающее обходную цепь питания для самого реле.

Измерительное устройство выполнено по схеме пикового вольтметра, измеряющего амплитудное значение напряжения на измерительном резисторе, подключенном к выходной цепи.

Аппарат ЭС-2 обеспечивает реализацию следующих основных параметров: длительность импульса 0,5 мс; частота регулируется в пределах 5-150 Гц; выходное напряжение 50 В, при сопротивлении нагрузки 5 кОм.

На импульсный ток может быть "наложена" постоянная составляющая, в пределах 0-0,5 мА.

В качестве примера аппарата, реализующего синусоидально-модулируемые токи, рассмотрим прибор типа "Амплипульс-3". Структурная схема прибора приведена на рисунке 10.9.

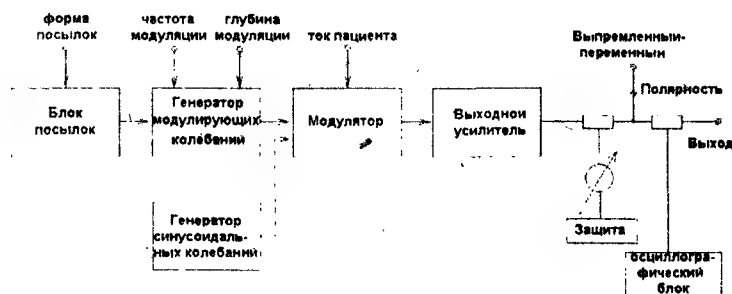


Рисунок 10.9. Структурная схема прибора "Амплипульс-3".

Аппарат формирует формы тока, представленные на рисунке 10.10.

Все типы сигналов могут быть двух полупериодно - выпрямлены (тип 2), с прямой или обратной полярностью по отношению к электродам.

Формирование посылок различных форм модулированного тока осуществляется блоком посылок, построенном на автоколебательном мультивибраторе с переключателем режимов работы (ПП - посылки-паузы, ПН - посылки модулированных и немодулированных колебаний, ПЧ - перемежающие частоты).

Генератор модулирующих колебаний представляет собой управляемый генератор синусоидальных колебаний, с ручной регулировкой частоты от 10 до 150 Гц, построенный на мосте Вина. Генератор несущих синусоидальных колебаний построен по тому же принципу, что и генератор модулирующих колебаний и настроен на постоянную частоту 5000 Гц.

При установке переключателя режимов работ в положение ПП, срабатывание мультивибратора блока посылок вызывает появление пауз на

выходе аппарата. В режиме ПН блок посылок периодически закорачивает выход генератора модулирующих колебаний, обеспечивая подачу на выход аппарата немодулированных сигналов. В режиме ПЧ - блокируются цепи регулировки частоты генератора модулирующих колебаний. При этом частота модуляции принимает постоянное значение 150 Гц. Выходной усилитель мощности имеет трансформаторный выход. Выпрямление сигнала и смена полярности осуществляется диодным мостом с соответствующим переключателем. При повышении тока его максимальной величины (5 или 50 мА, в зависимости от выбранных пределов) срабатывает специальная нелинейная защита, выключающая ток на выходе аппарата. Осциллографический блок обеспечивает наблюдение на экране электроннолучевой трубки всех форм выходного тока.

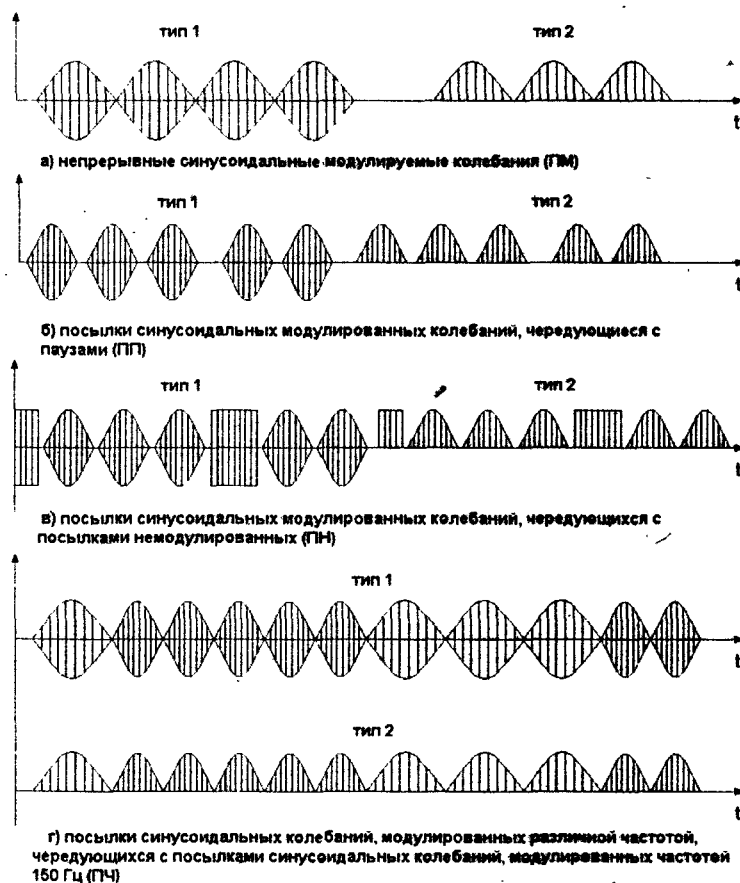


Рисунок 10.10. Осциллограммы сигналов аппарата "Амплипульс-3".

10.4. Электротерапевтическая высокочастотная аппаратура

10.4.1. Общие положения

В основе механизма лечебного воздействия высокочастотных колебаний лежит первичное действие их на электрически заряженные частицы (электроны,

атомы и молекулы) веществ, из которых состоят ткани организма. В действии высокочастотных колебаний традиционно различают две группы эффектов - тепловой эффект и, так называемый, специфический эффект.

Нагревание тканей токами и полями высокой частоты происходит не за счет передачи тепла, подведенного к поверхности тела, а за счет непосредственного выделения теплоты в расположенных внутри тела тканях и органах. Это позволяет, в значительной степени, исключить теплоизолирующее действие слоя кожи и подкожно-жировой клетчатки, а так же теплоизолирующее действие системы кровообращения, значительно ослабляющее передачу тепла вглубь, с поверхности тела. Особенностью теплового действия высокочастотных колебаний является то, что количество теплоты, выделяющееся в тех или иных органах и тканях организма, зависит как от параметров колебаний (главным образом от частоты), так и от электрических свойств самих тканей, что создает предпосылки для обеспечения преимущественного выделения тепла, в определенных тканях, путем подбора соответствующей частоты колебаний. Теоретические и практические исследования показывают, что с ростом частоты воздействия возрастают и соответствующие тепловые эффекты.

Электрические характеристики различных тканей в значительной степени зависят от содержания в них воды с растворенными в них солями, ионы которых обуславливают проводимость как самого раствора, так и тканей его содержащих. Ионная проводимость жидких сред в тканях обуславливает ток проводимости и, соответственно, потери энергии высокочастотных колебаний, которая при потере проводимости выделяется в форме джоулева тепла. На низких частотах (до десятков кГц) ионный ток протекает через внеклеточную среду, которая и определяет проводимость тканей. Заряжающиеся емкости клеточных мембран создают хорошую диэлектрическую проницаемость.

С увеличением частоты, за счет уменьшения емкостного сопротивления мембран, внутриклеточная среда начинает принимать участие в проведении ионного тока, что приводит к увеличению общей проводимости тканей. Однако, при этом емкости мембран не успевают полностью заряжаться, в результате чего диэлектрическая проницаемость тканей уменьшается, внося тем самым свою долю в формирование теплового эффекта. Когда с ростом частоты емкостное сопротивление мембран становится малым, по сравнению с сопротивлением внутриклеточной среды, мембраны клеток перестают оказывать влияние на электрические свойства тканей (частоты выше 100 МГц).

С дальнейшим ростом частоты, на электрические свойства тканей начинают оказывать влияние полярные молекулы воды, представляющие собой электрические диполи. Под воздействием электрического поля полярные

молекулы ориентируются в направлении поля. Пока частоты не велики, ориентация молекул происходит в соответствии и синхронно с изменением поля. При этом, диэлектрическая проницаемость велика и, соответственно, диэлектрические потери малы. При повышении частоты ориентация молекул отстает от изменений поля и не успевает полностью завершиться. Это приводит к уменьшению диэлектрической проницаемости тканей и увеличению диэлектрических потерь, приводящих к росту теплового эффекта. Для перехода к основным расчетным соотношениям представим диэлектрик в виде эквивалентной схемы (см. рисунок 10.11). В этой схеме конденсатор без потерь - C , шунтирован сопротивлением потерь R .

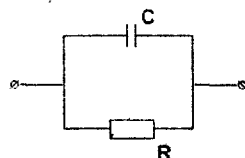


Рисунок 10.11. Эквивалентная схема диэлектрика.

Полный ток I , протекающий через диэлектрик, в векторной форме определяется формулой:

$$I = \sqrt{(U/R)^2 + (U\omega C)^2}$$

где U - напряжение на диэлектрике, ω - угловая частота колебаний.

Диэлектрик характеризуется углом потерь, дополняющим до 90 град. угол сдвига фаз, между током и напряжением. Этот угол определяется формулой: $\text{tg} = 1/(RC)$.

Величина удельной проводимости диэлектрика учитывает оба вида потерь, как за счет колебательного движения ионов, так и за счет осцилляции дипольных молекул. Потери энергии в единице объема диэлектрика, находящегося в поле напряженностью E , могут быть определены по формулам:

$$P = GE^2 = \omega \epsilon \epsilon_0 \text{tg} \delta E^2$$

где G - удельная проводимость диэлектрика, ϵ - соответствующие электрические постоянные. Специфические эффекты, от действия высокочастотных колебаний наиболее проявляются на ультра и сверхвысоких частотах. Эти эффекты заключаются в различных физико-химических процессах или структурных перестройках, которые могут изменять функциональное состояние клеток тканей.

Например, может происходить выстраивание в цепочки, ориентированные параллельно силовым линиям эритроцитов, лейкоцитов и других клеток и частиц; резонансное поглощение энергии колебаний отдельными макромолекулами и др. Особый интерес вызывают возможные информационные взаимодействия токов, крайне высоких частот с клетками и структурами организма.

10.4.2. Аппаратура для УВЧ-терапии

Одним из наиболее распространенных электролечебных методов является воздействие на ткани организма токами ультравысокой частоты (УВЧ) (25-50 МГц). В этих аппаратах, реализующих методы УВЧ-терапии, электрическое поле создается с помощью двух конденсаторных электродов, соединенных проводами с генератором УВЧ-колебаний. Подвергаемая воздействию часть тела помещается между электродами. При внутриполостных воздействиях один из электродов вводится в соответствующую полость организма, а второй располагается около поверхности тела.

Используемые при УВЧ-терапии частоты создают тепловые эффекты тканей, как за счет ионной проводимости, так, частично, и за счет ориентационных колебаний дипольных белковых молекул. Под влиянием электрического УВЧ-поля создается и ряд специфических терапевтических эффектов, что значительно расширяет возможности УВЧ-терапии.

На частотах, используемых в УВЧ-аппаратах уменьшается нагрев поверхностных слоев тканей, имеющих меньшую проводимость, чем глубоко расположенные. Аналогично высокочастотный ток проходит через слой жировой ткани, окружающий отдельные органы, а так же через костную ткань в костный мозг. То есть, обеспечивается возможность избирательного прогревания внутренних тканей и органов.

Важным достоинством УВЧ-терапии является возможность проведения процедур без непосредственного контакта электродов с поверхностью кожи пациентов. Это обусловлено тем, что емкостная составляющая от воздушного зазора C_0 в диапазоне УВЧ сопоставима с сопротивлением тела человека (R, C).

Выбором величины электрода, величины зазора, а так же наклона электрода, по отношению к поверхности тела, можно обеспечивать преимущественное воздействие на определенный участок тела.

Выпускаемые промышленностью аппараты УВЧ-терапии работают на выделенной частоте 40,68 МГц, с допуском 2%. В зависимости от целевого назначения, применяют аппараты с различной величиной выходной мощности: 30-40 Вт; 70-80 Вт; 300-400 Вт. Блок-схема аппарата для УВЧ-терапии включает в себя генератор УВЧ-колебаний, контур пациента и блок питания. В ряде аппаратов, особенно современных, применяют блоки автоматической настройки контура пациента в резонанс с частотой генератора.

Контур пациента обычно индуктивно связан с колебательным контуром аппарата, состоящим из катушек индуктивности и конденсаторов, и обеспечивает передачу энергии УВЧ-колебаний в ткани тела человека, который является нагрузкой для генератора. Кроме этого, в контур пациента входят находящиеся вне аппарата конденсаторные электроды (индуктор) и провода, соединяющие электроды с выходными гнездами.

Для настройки контура пациента в резонанс используют либо ручной режим управления (например, с помощью ручки переменного конденсатора, выведенной на панель), либо автоматический (при наличии специальных схем автоподстройки).

В современной практике, несмотря на активное использование полупроводниковой и интегральной техники, учитывая необходимость получения больших выходных мощностей, остается большая доля электроламповых аппаратов для УВЧ-терапии (см. рисунок 10.12).

Широкое распространение в медицинской практике получило использование импульсной УВЧ-терапии, например, аппарат "Импульс-2". При импульсной УВЧ-терапии электрическое поле имеет импульсный характер.

Генерация высокочастотных колебаний происходит в течение нескольких микросекунд, после чего следует пауза, примерно в тысячу раз превышающая длительность самого импульса. Напряженность поля между электродами, за время действия импульса, достигает несколько тысяч вольт на метр, что в 5,5-6,5 раз больше, чем в непрерывном режиме. Учитывая, что мощность излучения пропорциональна квадрату напряженности поля, то аппараты для импульсной УВЧ-терапии имеют мощность в импульсе до 15000 Вт. При этом, с учетом длительных пауз, средняя мощность излучения не превышает 15 Вт. Тепловые эффекты от импульсной УВЧ-терапии не велики, но значительно усиливаются специфические действия поля УВЧ: изменение структуры белковых молекул; концентрация ионов у клеточных мембран; гидратация ионов и молекул и т.д.

Все эти нетепловые эффекты изменяют деятельность клеток и могут вызывать значительные сдвиги в функциональном состоянии организма.

Генератор колебаний УВЧ (ГУВЧ) собран на импульсных генераторных лампах по двухтактной схеме с самовозбуждением. Колебательная система генератора состоит из катодного и сеточного колебательных контуров. Аноды ламп заземлены.

Терапевтический контур (ТК) индуктивно связан с колебательной системой генератора и состоит из катушек связи, переменного конденсатора, с помощью которого осуществляется подстройка на резонансную частоту, согласующей катушки индуктивности и электродов. Модулятор сигналов М состоит из генератора пусковых импульсов, который, в свою очередь, состоит из блокинг-генератора и катодного повторителя; подмодулятора (ПМ) и ключевой схемы (КС), которая на заданные промежутки времени запускает ГУВЧ. Схема автоматической подстройки частоты (АПЧ) изменяет величину переменного конденсатора ТК, в направлении максимальной величины анодного тока генераторных ламп.

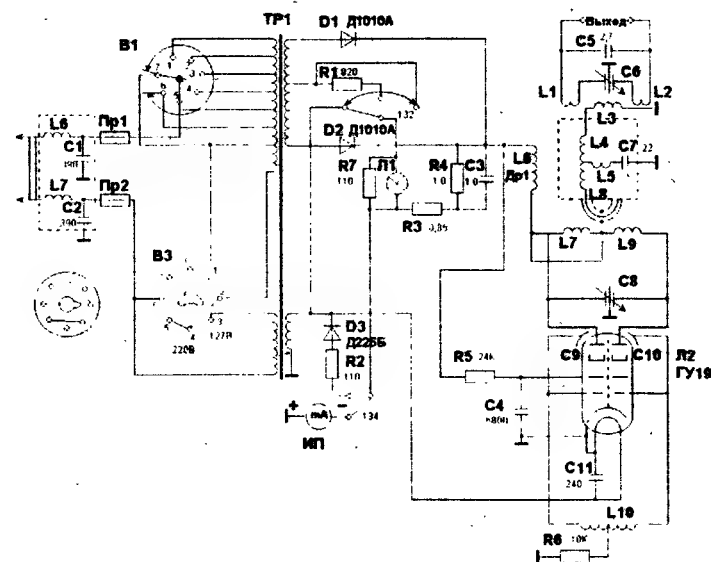


Рисунок 10.12. Схема электрическая принципиальная для генератора УВЧ-терапии.

В аппарате "Импульс-2" изменение емкости производится механически, с помощью реверсивного двигателя, входящего в состав АПЧ. Вал двигателя соединен с осью конденсатора переменной емкости через гибкий вал. Основные технические характеристики аппарата "Импульс-2": частота генератора 39-1мГц; форма моделирующих импульсов близка к прямоугольной, длительность импульсов 2 и 8мкс, скважность 1000 (частота следования импульсов 500 и 120Гц; максимальная выходная мощность в импульсе 15+-2кВт.

10.4.3. Аппаратура для дециметровой и микроволновой терапии

В традиционной отечественной медицине для дециметровой терапии (ДЦВ-терапии) выделена частота 460мГц (длина волны около 65см) и для микроволновой терапии выделена частота 2375мГц (длина волны около 12,6см). Оба вида терапии используют, в основном, для создания тепловых эффектов на внутренних органах и тканях.

Известно, что в диапазоне микроволн, помимо потерь, связанных с колебаниями ионов электролитов, существенное значение приобретают потери, вызванные релаксационными колебаниями полярных молекул воды. Доля релаксационных потерь увеличивается по мере приближения к частоте релаксации молекул воды и в 12-сантиметровом диапазоне составляет 50% общих потерь. В связи с этим, наибольшее поглощение энергии происходит при распространении в тканях, содержащих большое количество воды, то есть в крови, мышцах и др., а в жировых тканях и костях поглощение невелико. Это определяет особенности действия микроволн на организм и их отличие от действия УВЧ-терапии.

Вследствие разницы в величине релаксационных потерь, глубины проникновения электромагнитных волн в ткани тела на частотах 2375 и 460мГц существенно различается. При частоте 2375мГц глубина проникновения в мышечные ткани составляет около 1см и в жировые - около 5см. При частоте 460мГц глубина проникновения в ткани почти в 2 раза больше. С другой стороны, при прохождении через многослойные структуры тканей (кожа - жир - мышцы) волны с частотой 2375мГц могут отражаться от границ раздела жир - мышечные ткани, образуя стоячие волны, что приведет к местному (нежелательному) повышению температуры. Длина же волн в 65см свободно проходит через жировой слой без дополнительных потерь энергии. Эти факты говорят в пользу применения ДЦВ-терапии.

Излучатели, применяемые при микроволновой терапии, представляют собой питаемый по коаксиальному кабелю возбуждатель (обычно диполь),

установленный перед отражающим экраном, либо в круглом, либо в прямоугольном волноводе. Размеры экранов и волноводов могут быть различными, обеспечивая необходимый по размерам и форме направленный поток волн. Обычно размеры излучателей находятся в пределах 10-30см. Процедура проводится при установке излучателя на расстоянии 3-5см от поверхности тела.

Для облучения небольших поверхностей используют керамические излучатели с диаметром 1,5-3,5см. Эти излучатели представляют собой замкнутый с одной стороны, возбуждаемый штырем круглый волновод, заполненный высокочастотной керамикой. Керамические излучатели обычно применяют при контактной методике. Керамическими излучателями комплектуются переносные аппараты, с выходной мощностью 20-25Вт. Дистанционные излучатели применяются в аппаратах с выходной мощностью 100-200Вт.

При ДЦВ-терапии обычно используются излучатели в виде диполя с экраном. Относительно большая длина волны не позволяет применять в аппаратах ДЦВ-терапии волновые излучатели. Трудности в создании малогабаритных излучателей ограничивают возможности ДЦВ-терапии.

Дозиметрия, при микроволновой терапии осуществляется по измерительному прибору, показывающему величину выходной мощности аппарата. В аппаратах ДЦВ-терапии может использоваться метод измерения выходной мощности с помощью направленного ответвителя. Сложность реализации ДЦВ и микроволновой терапевтической аппаратуры определяется тем, что для работы на высоких частотах требуется специальная элементная база и специальные конструкторские решения, аналогично тому, как это выполняется в технических системах, работающих в СПЧ-диапазонах волн.

Так, например, в аппарате для ДЦВ-терапии "Волна-2", состоящем из автогенератора, измерителя мощности, излучателя, схемы автоматки и блока питания, в автогенераторе использован специальный металлокерамический триод ГИ-6Б. Колебательная система выполнена в виде двух закороченных на конце коаксиальных контуров, анодно-сеточного и сеточно-катодного. Для обеспечения устойчивого самовозбуждения на частоте 460мГц, в автогенераторе имеется дополнительная кондуктивно-емкостная обратная связь. Конструктивно она выполнена в виде подвижного штыря, проходящего из анодно-сеточного в сеточно-катодный контур. Для настройки генератора на номинальную частоту 460мГц предусмотрена возможность изменения величины сосредоточенной емкости в анодно-сеточном контуре. Изменение емкости осуществляется перемещением в полости контура трех штырей, оканчивающихся дисками. Связь с нагрузкой емкостная. Центральный

проводник жесткой коаксиальной линии переходит в штырь связи с диском на конце, входящий в анодно-сеточный контур. Установка оптимальной связи с нагрузкой осуществляется изменением глубины погружения штыря связи, при перемещении коаксиальной линии в разрезной втулке, впаянной в наружный цилиндр контура. Как видно из частичного описания схемотехнических решений генераторной части аппарата, на столь высоких частотах становятся важными не только схемные, но и специальные конструктивные решения. Особые конструктивные решения применяют при подведении анодного, катодного и накального напряжения, для системы принудительного охлаждения лампы и др.

Генерация колебаний с частотой 2375 МГц, с помощью электронных ламп достаточной мощности, представляет собой очень трудную задачу, поскольку время пролета электронов между катодом и сеткой генераторной лампы в сантиметровом диапазоне делается соизмеримым с периодом колебаний, в результате чего КПД лампового генератора резко уменьшается. Для работы на частоте 2375 МГц используют магнетронные генераторы. В магнетроне совмещены функции электронной лампы и колебательного контура обычного генератора. Магнетрон представляет собой вакуумную камеру с двумя электродами: катодом и анодом, к которым приложено постоянное напряжение. В качестве колебательной системы в магнетроне, служат расположенные в его аноде цилиндрические полости, являющиеся объемными резонаторами. Магнетрон помещается в постоянное магнитное поле, перпендикулярное постоянному электрическому полю, действующему между анодом и катодом. Излучаемые катодом электроны находятся под одновременным действием постоянных электрического и магнитного полей, а так же переменного электрического поля, образующегося в резонаторах. Энергию, которую электроны получают от источника постоянного напряжения, они отдают в процессе взаимодействия с электрической составляющей высокочастотного поля резонаторов. Передача в нагрузку энергии высокочастотных колебаний генерируемых магнетроном, осуществляется с помощью петли связи, расположенной в одном из резонаторов.

В аппаратах для микроволновой терапии используется косвенный метод измерения выходной мощности по току магнетрона. Это обусловлено тем, что зависимость величины анодного тока близка к линейной, что позволяет градуировать миллиамперметр, изменяющий анодный ток, в единицах мощности (Ваттах).

В качестве примера аппарата для микроволновой терапии рассмотрим прибор "Луч-2", принципиальная схема которого приведена на рисунке 10.13. Генератором электрических колебаний сверхвысокой частоты является

магнетрон Л2, расположенный между полюсами постоянного магнита М, с индукцией магнитного поля 1000 Гаусс. Принудительное воздушное охлаждение осуществляется вентилятором с двигателем М1. Вывод энергии магнетрона гибким коаксиальным кабелем осуществляется через высокочастотный разъем. Анод магнетрона питается от выпрямителя, собранного по схеме удвоения напряжения (выпрямительные столбы VD2, VD3 и конденсаторы C2, C3).

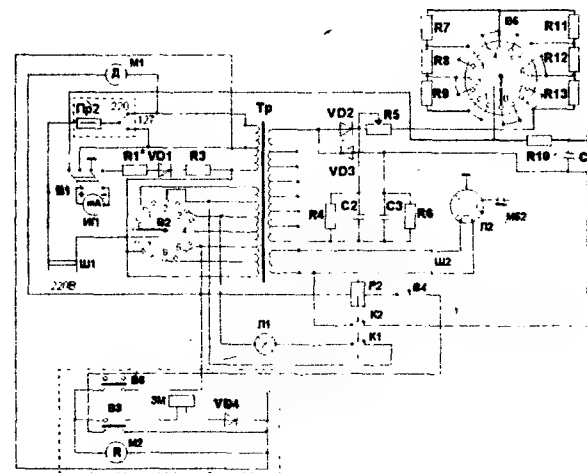


Рисунок 10.13. Принципиальная схема аппарата для микроволновой терапии "Луч-2".

Для ступенчатой регулировки мощности, в анодную цепь магнетрона включены резисторы R7-R13, коммутируемые переключателем В5. Режим работы в заводских условиях и при смене магнетрона задается через резистор R10, являющийся шунтом для миллиамперметра ИП. Часть сетевой обмотки имеет отводы для ступенчатой компенсации отклонений сетевого напряжения с помощью переключателя В2. Миллиамперметр ИП, с помощью переключателя В1 и элементов R1, VD1, R3, может подключаться к сетевой обмотке для контроля напряжения питания. Для управления высоковольтной цепью питания магнетрона используется реле Р2. Обмотка реле питается от сетевой обмотки трансформатора через микровыключатель 4, механически связанный с переключателем мощности В5, и микровыключатель В3 процедурных часов.

Вторая пара контактов К1, реле Р2 включена в цепь питания сигнальной лампы Л1. Процедурные часы собраны на базе двигателя ДСД2 (М2), имеющего скорость вращения вала 2 об/мин. Ось двигателя, через редукторы и передачу, связана с осью установки времени, которая, в свою очередь, через кулачковую передачу связана с микропереключателями В3 и В6. Параллельно двигателю, через микровыключатель В3 и диод VD4 подключен зуммер ЗМ.

10.5. Аппаратура для электростимуляции и анестезии

10.5.1. Проектирование электростимуляторов

В медицинской практике широкое применение находят различные типы энергетического управления биологическим объектом путем воздействия различных физических полей: электромагнитного, теплового, акустического. В частности широко используется электростимуляция, представляющая собой воздействие на различные органы и ткани с помощью электрических сигналов, адекватных естественной биоэлектрической активности соответствующих нервных структур [26].

Электростимуляция может использоваться как терапевтический лечебный фактор, для компенсации или замещения утраченных функций организма, например для задания требуемого режима сердечных сокращений, работы определенных нервно-мышечных групп и др.

Электрохимические процессы, происходящие в живых организмах, обуславливают определенную реакцию различных биологических тканей на протекающий ионный ток. Например, мышечные клетки сокращаются под действием электрических стимулов; нервные клетки возбуждаются под действием тока, генерируют импульсы распространяющиеся по нервным проводникам, передавая информацию в другие нервные клетки и органы.

Особенности проектирования выходных цепей устройств для проведения электростимуляции рассмотрим на примере биотехнических систем электронейростимуляции, которые решают задачи коррекции состояния организма путем электрической стимуляции соответствующих нервных структур [18].

Выбор способа передачи стимула определяется локализацией, размером и степенью возбудимости нервной структуры, на которую направлено воздействие.

Различают стимуляцию имплантируемыми электродами, которые вводятся в биообъект и контактируют со стимулируемыми структурами или в область ближайшую к ним, и стимуляцию электродами располагающимися на

поверхности кожи (чрезкожное воздействие). Причем чрезкожное воздействие охватывает большие участки тканей, из-за растекания тока в зоне наложения электродов, что приводит с одной стороны к воздействию на другие структуры биосистемы и с другой стороны к значительному ослаблению стимула, пока он доходит через определенные структуры биообъекта до стимулируемого объекта. Однако простота чрезкожной стимуляции, несмотря на значительные энергетические потери, обуславливает ее широкое применение.

В работе [18] рассмотрена параметрическая модель нервного волокна, и выводятся основные соотношения для расчета параметров порогового тока, приводящего к возбуждению нервного волокна в различных условиях.

В параметрической модели (рисунок 10.14) проводимость мембраны G_m полагается постоянной, пока напряжение на мембране U_m меньше порога возбуждения $U_{пор}$. При $U_m \geq U_{пор}$ проводимость мембраны резко увеличивается и последовательно с ней включается генератор напряжения с амплитудой, соответствующей величине потенциала действия. Включение генератора происходит в момент достижения U_m значения $U_{пор}$, а отключение - при уменьшении U_m ниже порогового значения.

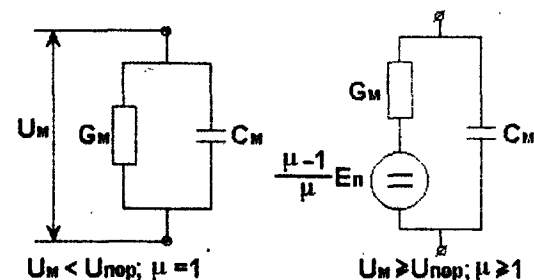


Рисунок 10.14. Параметрическая модель нервного волокна.

При вариациях проводимости среды вокруг волокна происходят изменения условия возбуждения и особенно сильно эти условия меняются, если электрод удаляется от возбуждаемого нерва, когда на передачу тока начинают сильно влиять окружающие нервное волокно ткани. В работе [18] рассмотрены различные варианты расчета величины порогового тока для имплантируемых электродов, включая исследования волокна и делаются выводы, что для исследования общих характеристик возбуждения достаточно использовать параметрическую модель, а для получения результатов достаточно точно

определяющих действительность следует использовать полную систему уравнений активной модели, приводимых в этой работе.

При проектировании электродов чрезкожной стимуляции для оценки возбудимости нервных структур необходимо учитывать многозвенную схему замещения пассивных биологических тканей так, как это показано, например, на рисунк 10.15. а [18].

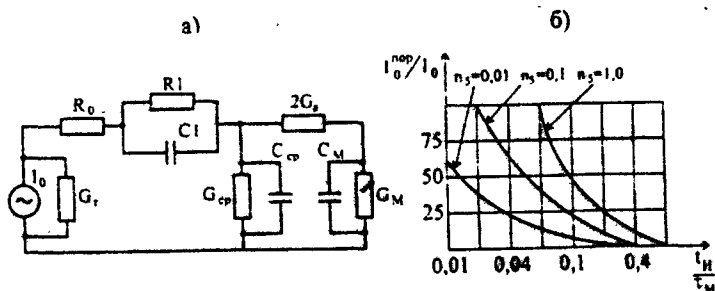


Рисунок 10.15. Многозвенная схема замещения.

Здесь I_0 - токовый генератор стимула проводимостью G_r ;

R_0, C_1, R_1 - импеданс поверхностных слоев кожи, C_{cp}, G_{cp} - импеданс глубоких слоев кожи биообъекта в районе прохождения стимулируемого нерва с параметрами G_a, G_m, C_m . Цепочка C_{cp} и G_{cp} обладает более высокой проводимостью, чем цепочка возбудимой структуры, поэтому формирование импульсов воздействия на ней будет происходить независимо от цепочки G_a, C_m, G_m .

При выборе типа источника стимула и параметров стимулирующего воздействия необходимо стремиться к реализации таких условий, при которых в условиях неизбежных потерь в тканях биообъекта обеспечивается искомая реакция ("срабатывание") стимулируемой структуры. При этом необходимо помнить, что стремление "доведения" требуемого сигнала до места назначения за счет увеличения интенсивности стимула приводит к усилению нежелательных побочных эффектов, так, при увеличении тока стимула увеличиваются активные потери в тканях, что может привести к выделению значительного тепла в районе электродов и к необратимым изменениям в тканях. При чрезкожной стимуляции под электродами могут возникнуть

болевые ощущения и ожоги. С другой стороны, выбирая форму импульса желательно стремиться к тому, чтобы форма стимулирующего тока повторяла естественную биоэлектрическую активность возбуждаемых нервных структур, то есть стремилась к импульсной последовательности [26]. В соответствии с эквивалентной схемой (рисунок 10.15, а) увеличение выходной проводимости генератора стимула приведет к тому, что на возбудимой структуре будет происходить искажение сигнала - экспоненциальный спад плоской вершины стимулирующего импульса за счет ответвлений тока в цепи генератора и поэтому для поддержания требуемой амплитуды возбуждающего напряжения необходимо увеличить напряжение на выходе генератора стимула.

С этой точки зрения выходные каскады генератора стимула рекомендуется выполнять с возможно большим выходным сопротивлением (выходная проводимость генератора много меньше проводимости биологической ткани).

А это означает, что в качестве источника стимула следует отдавать предпочтение генераторам тока, а не напряжения.

Для модели миелинизированного нервного волокна представленной на рисунк 10.15.а, для стимулов конечной длительности t_n выводится выражение для порогового тока I_0 необходимого для возбуждения волокна:

$$I_0^{\text{пор}} = I_r \left[1 - \exp\left(-\frac{t_n}{\tau_B}\right) \right]^{-1} \quad (10.1)$$

$$\text{где } I_r = U_{\text{пор}} \frac{2G_a G_{cp} + G_m G_{cp} + 2G_a G_m}{2G_a} - \text{реобазовое значение тока.}$$

Соотношение (10.1) определяет зависимость между амплитудой и длительностью порогового стимула. Если эту зависимость отобразить в координатах $(I_0^{\text{пор}}, t_n)$ - получают так называемую кривую "сила-длительность". В соответствии с этой зависимостью для сохранения возбуждения нерва при укорачивании длительности импульса требуется увеличение его амплитуды. Гиперболический характер кривой обусловлен влиянием мембранной емкости [26].

С учетом импедансных свойств, окружающих нервное волокно тканей, уравнение кривой "сила-длительность" имеет вид [26]:

$$I_{0\text{пор}} = I_p \left\{ 1 - (\mu_1 - \mu_2)^{-1} [\mu_1 e^{-(\mu_1 - \mu_2)/\tau_c} - \mu_2 e^{-(\mu_2 - \mu_1)/\tau_c}] \right\}, \quad (10.2)$$

$$\mu_1 = n + \sqrt{n^2 - \frac{n_1 + n_4 + 1}{n_5}}; \quad \mu_2 = n - \sqrt{n^2 - \frac{n_1 + n_4 + 1}{n_5}};$$

$$n_1 = 1/n_1; \quad n_4 = 2\sigma_n/\sigma_n; \quad n_5 = \tau_{cp}/\tau_n; \quad \tau_{cp} = c_{cp}/\sigma_{cp};$$

$$\tau = \frac{1}{2} \left[\frac{1 + n_1}{n_5} + 1 + n \right];$$

На рисунке 10.15,б изображен график зависимости (10.2).

Выбор длительности импульса рекомендуется осуществлять с учетом требований возбудимости нервного волокна, которые определяются, например, с помощью кривой "сила-длительность" (рисунок 10.15,б) и исходя из стремления к минимизации активных потерь в тканях.

Величина энергии, рассеиваемой в тканях может быть определена в соответствии с формулой

$$\Theta = \int_{ct} I^2 R_{\text{экв}} dt,$$

где $R_{\text{экв}}$ - эквивалентное значение активной составляющей импеданса тканей.

Совместное рассмотрение последнего выражения и выражения для кривой "сила-длительность" позволяют получить выражение для оптимальной формы стимулирующего тока, обеспечивающей возбуждение стимулированного волокна при минимальных активных потерях [18]. С точки зрения практической реализации в работе [18] приводятся ряд следующих замечаний:

1. Для области длительностей стимула не превышающих значение постоянной времени τ_n , активные потери при оптимальной и прямоугольной

форме импульсов, близки между собой при более простой реализации генераторов прямоугольных импульсов.

2. При длительностях импульсов t_n превышающих значение постоянной времени релаксации появляется энергетический выигрыш при треугольной форме стимула с экспоненциально возрастающим передним фронтом и крутым спадом, причем выигрыш тем больше, чем больше разница между t_n и τ_n .

3. Структура стимулирующего тока должна повторять естественную биоэлектрическую активность возбуждаемых нервных структур, поэтому его формируют в виде импульсной последовательности с частотой адекватной требуемой модальности возбуждения. Необходимая ритмика возбуждения формируется путем задания серий импульсных последовательностей, чередующихся с паузами. Эффект нарастания возбуждения от начала серии может достигаться увеличением амплитуды или длительности стимулов, что вызывает вовлечение в процесс возбуждения все большее число нервных волокон.

4. В системах с широким диапазоном параметров стимулирующего тока целесообразно применение стимулов с прямоугольной формой огибающей с подстройкой длительности в соответствии с величиной постоянной времени релаксации тока в тканях.

5. Условие работы электродов в обратимом режиме с целью исключения отрицательных электрохимических явлений требует использования импульсной последовательности, у которой суммарный заряд за период стимула оказывается равным нулю, например, за счет использования биполярных стимулов.

6. Эффект болезненных ощущений при чрезкожной стимуляции зависит от величины активных потерь в тканях биообъекта, при этом сильно зависит от частотных составляющих в спектре стимулирующего тока.

В работе [18] показывается, что при чрезкожной стимуляции побочные нежелательные эффекты уменьшаются при высокочастотном заполнении стимулирующих импульсов, а также при использовании синусоидальных стимулирующих токов с частотой порядка 3-5 кГц. Причем уменьшение частоты вызывает усиление болезненных эффектов под электродами, а увеличение частоты уменьшает эффективность стимуляции.

Этот эффект можно проследить анализируя эквивалентную схему рисунок 10.15,а. На низких частотах емкости не оказывают существенного влияния на протекание стимулирующего тока и большинство потерь являются активными.

На средних частотах сопротивления цепочки $R_1 C_1$ стремятся к нулю, уменьшая активные помехи, хотя они еще достаточно велики и определяются

отношением R_a и G_{cp} . Емкость C_{cp} еще не оказывает своего шунтирующего влияния. С дальнейшим ростом частоты возрастает шунтирующая роль цепочки $G_{cp}C_{cp}$, отбрасывая на себя часть стимулирующего тока.

В работе [18] описывается механизм формирования области адекватных частот воздействий и приводится выражение для одной из форм сигнала, который "вписывается" в область адекватных частот:

$$i_c(t) = A_c e^{-\alpha_c t} \sin \omega_c t,$$

где A_c - масштабный коэффициент, $\omega_c = 0.5(\omega_{p2} - \omega_{p1})$ - центральная частота спектра, ω_{p1} и ω_{p2} - верхние и нижние частотные границы "адекватных" частот; α_c - параметр, характеризующий частоту пропускания.

Это выражение описывает импульсный сигнал с амплитудно-импульсной модуляцией с несущей ω_c и экспоненциальной огибающей.

На практике же с учетом требований простоты реализации и отсутствия постоянной составляющей рекомендуется использовать вместо, заполняющих стимул синусоидальных колебаний, короткие униполярные импульсы тока с частотой следования, равной частоте несущей и скважностью 2. Постоянная составляющая убирается за счет формирования спада плоской части стимула и выброса противоположной полярности в паузе между стимулами, равного по площади стимулу. Частота следования пачек коротких униполярных импульсов тока выбирается исходя из диапазона максимальных частот естественной сенсорной афферентации в периферических нервах (100 - 250 Гц). В работе [18] рассмотрены так же вопросы выбора места расположения электродов в зависимости от целей решаемых задач.

В работе [18] заостряется внимание на том, что при использовании имплантируемых электродов особое внимание надо уделять тому, что при протекании тока через электроды происходит диффузия продуктов реакции от электродов в ткань биообъекта (необратимость электродов), что может приводить к вредным последствиям, включая отравление биообъекта, особенно если речь идет о стимуляции нервных волокон мозга.

Условия обратимости электродов заключается в том, чтобы продукты реакции (если они имеют место) оставались на электродах. То есть необходимо обеспечить такие условия работы электродов, чтобы продукты реакции могли вступать в обратную реакцию.

Условия обратимости и необратимости электродов удобно рассматривать в виде кусочно-линейной зависимости в координатах: напряжение на емкостной

границе раздела электрод-электролит - V_E ; заряд Q на емкости C двойного слоя на единицу фактической площади поверхности электрода S - Q/S .

На рисунке 10.16 показан график такой зависимости.

Ширина области проводимости зависит от материала электродов, качества его обработки, состава электролита и т.д.

Если из области обратимости начать увеличивать анодный ток, то состояние электрода меняясь достигает границы B и переходит в зону необратимости. При этом возникают электрохимические реакции, которые обычно приводят к разрушению электрода. Для электрода из нержавеющей стали, например, протекает реакция типа:

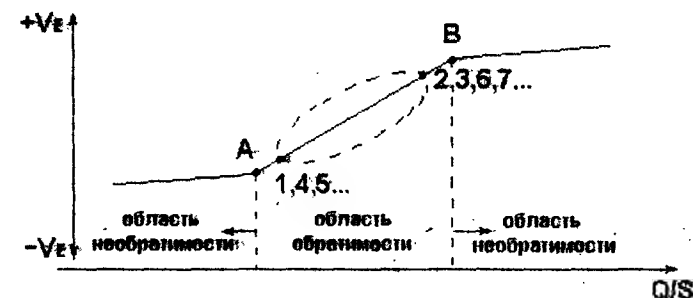
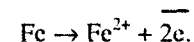
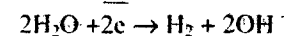


Рисунок 10.16. График обратимости электродов.

Когда электрохимические процессы, протекающие в электродной цепи соответствуют среднему участку кривой (область обратимости $A < Q/S < B$) химические превращения полностью обратимы. Такой режим является наиболее благоприятным для работы с биообъектом. При переходе в область лежащую слева от точки A проходят реакции типа:



В результате такой реакции происходит изменение кислотности среды, окружающей электрод, что может привести к повреждению тканей.

Если на электрод подавать стимулирующие импульсы одной полярности, то будет происходить достаточно быстрое накопление заряда Q в момент пропускания стимулирующего тока, который достаточно медленно стекает в интервалах между импульсами.

При анодной стимуляции заряд будет нарастать вплоть до точки В и последующие импульсы начнут вызывать необратимые процессы, сопровождающиеся разрушением электрода. Это обстоятельство ограничивает использование монополярной стимуляции даже при чрезкожном воздействии.

Двухполярная стимуляция позволяет обеспечивать компенсацию заряда и удерживать характеристики электродов в зоне обратимости. На рисунке 10.17 показан пример формирования двухполярного стимулирующего импульса, который на графике (см. рисунок 10.16) образует рабочий цикл 1, 2...7... в области обратимости электродов.

Условия компенсации заряда определяются равенством $I^+ \cdot D^+ = I^- \cdot D^-$. Номера точек 1, ..., 7 на рисунке 10.16 характеризуют соответствующие состояния электродной системы. При такой стимуляции накопление заряда от действия тока одной полярности, компенсируется действием тока другой полярности. В такой схеме стимуляции не допустим дисбаланс зарядов, поскольку он приводит к смещению рабочей точки в сторону областей необратимости к (через) границам А или В.

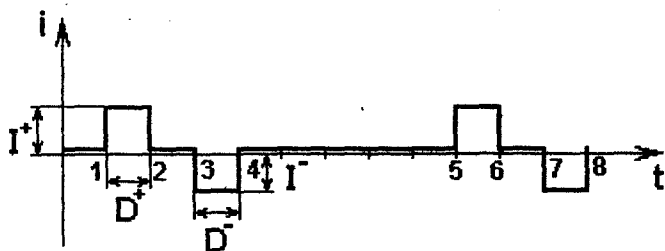


Рисунок 10.17. Формирование двухполярного стимулирующего импульса.

При расчете параметров стимулирующего тока необходимо выполнять два условия:

1. Обеспечивать условия возбуждения стимулируемого нервного волокна.

2. Обеспечивать режим обратимости работы электродов.

При этом следует иметь в виду, что увеличивая стимулирующий ток, можно при каждой стимуляции немного заходить в зону необратимости, так как кровь, обладая буферным свойством, нейтрализует группы ОН^- . При анодной стимуляции переход через границу необратимости В не рекомендуется в виду разрушения электрода. Плотность стимулирующего тока (не вызывая перехода в область необратимости) может быть повышена и за счет расширения емкостного диапазона, сделав поверхность электрода шероховатой или добавив в электрод диэлектрик. При этом фактическая поверхность электрода увеличивается, а его геометрическая поверхность остается неизменной. За счет увеличения фактической поверхности электрода удается значительно отодвинуть верхнюю границу зоны обратимости.

В работе [24] приводятся рекомендации по выбору параметров стимулирующего тока для различных типов имплантируемых электродов с учетом эффекта обратимости электродов.

Среди материалов для выбора имплантируемых электродов наиболее широко применяется платина, платино-иридиевый сплав и нержавеющая сталь марки 316.

При имплантировании активных электродов в головной мозг применяют главным образом платину при двухфазной стимуляции с компенсируемым зарядом с верхним пределом $Q/S = 0,03 \text{ мкКл/мм}^2$ (мкКл - микрокулон). Электроды из Та - Ta_2O_5 имеют коэффициент шероховатости 100 и безопасны при плотности заряда $0,934 \text{ мкКл/мм}^2$.

При стимуляции нервов часто используют манжетный электрод, представляющий собой плоский цилиндр из изолирующего материала со вставленными в него кольцевыми электродами. Манжета охватывает нерв и стимулирующий ток концентрируясь вокруг стимулируемого нерва практически не возбуждает другие волокна.

При стимуляции двигательных нервов мышцы учитывают, что они подвержены перемещению и поэтому электроды делают в виде спиральных проволок из нержавеющей стали, вводимых в мышцу с помощью инъекционной иглы.

При использовании пассивных имплантируемых электродов (без пропускания тока) биообъект реагирует на них как на инородное тело и образует вокруг них капсулу. При выборе соответствующих размеров эти капсулы влияют незначительно. Например для спирального электрода из стали марки 316 диаметром 200 мкм, толщина капсулы достигает от 50 до 300 мкм.

При использовании активных имплантируемых электродов применяется монофазная и двухфазная стимуляция.

Монофазная стимуляция используется при малых плотностях зарядов $\leq 0,2 \text{ мкКл/мм}^2$ с импульсной стимуляцией на частоте 50 Гц, при этом происходят небольшие катодные процессы, продукции реакции которых демпфируются кровью.

При двухфазной стимуляции с плотностью заряда $0,1+0,2 \text{ мкКл/мм}^2$ коррозии металлов практически не происходит. При двухфазной стимуляции с некомпенсируемым зарядом благодаря буферному действию крови допускается применять стимуляцию с первичным катодным импульсом $0,6 \text{ мкКл/мм}^2$ и вторичным анодным импульсом $0,4 \text{ мкКл/мм}^2$. При стимуляции с помощью типичного спирального проволочного электрода площадью 10 мм^2 на частоте 50 Гц указанный режим достигается при амплитуде первичного импульса 20 ма длительностью 300 мкс и при амплитуде вторичного импульса 20 ма и длительностью 200 мкс.

В работе [26] приводятся данные на параметры стимулирующих сигналов для чрезкожной стимуляции для различных типов стимуляторов.

Например, для противоболевого стимулятора "Элиман-401" приводятся следующие данные для пачек униполярных импульсов $f_n = 100-250 \text{ Гц}$; $t_n = 0,05-0,5 \text{ мс}$; $t_c = 10 \text{ мкс}$; $f_c = 50 \text{ кГц}$; $I_a = 0-100 \text{ мА}$ (п - пачки, и - импульсы).

Особенности структурной реализации электронейростимуляторов рассматриваются на примерах, приведенных в работе [26]. В общем случае электронейростимуляторы представляют собой генераторы импульсного тока с регулируемыми параметрами. Для этого электростимуляторы содержат каскады формирования длительности и частоты следования стимулирующих импульсов и каскады усиления. Дополнительно эти устройства могут иметь схемы измерения и индикации тока, проходящего в цепи пациента, таймеры для автоматического включения и выключения стимулирующего тока по заданной программе, схемы развязки каналов в выходных каскадах многоканальных стимуляторов. Отечественные электронейростимуляторы типа "Элиман" могут решать следующие задачи: снятие послеоперационных болей в хирургических и реанимационных отделениях, создание анальгетического компонента общего обезболивания во время хирургических вмешательств, снятие болей неврологического характера, снятие болей травматического происхождения, обезболивание при родах.

Структурная схема аппарата "Элиман 101" с сетевым питанием представлена на рисунке 10.18.

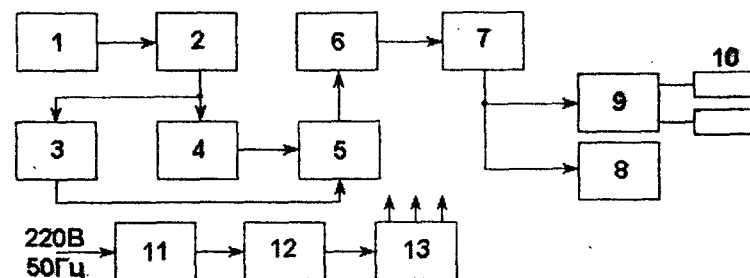


Рисунок 10.18. Структура аппарата "Элиман 101".

1 – задающий генератор стимулов с регулируемой частотой; 2 – согласующий каскад; 3 – формирователь огибающей стимула; 4 – генератор импульсов заполнения; 5 – схема И; 6 – предварительный усилитель; 7 – усилитель мощности; 8 – измеритель амплитудного значения тока стимуляции; 9 – переключатель полярности; 10 – электроды; 11 – сетевой выпрямитель; 12 – стабилизатор напряжения; 13 – преобразователь напряжения с выпрямителями.

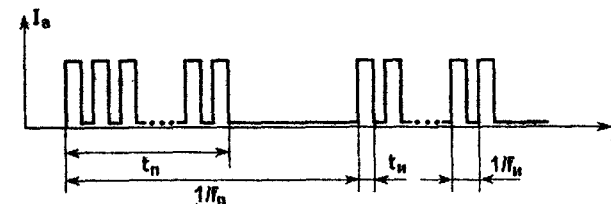


Рисунок 10.19. Временная диаграмма выходных импульсов аппарата "Элиман-101".

Используемая схема блока питания обеспечивает двойную гальваническую развязку выходной цепи от входной и соответствует II классу защиты, не требуя специального заземления. Формирователь огибающей стимула 3 запускается от задающего генератора. Схема И формирует выходные импульсы от прямоугольных импульсов заполнения и импульсов огибающей стимула. Измеритель 8 служит для контроля и дозировки лечебного воздействия. Таким образом, аппарат "Элиман 101" формирует пачки управляющих прямоугольных импульсов с выбором менее 15% и с

параметрами: длительность "пачки" $t_n=100+300\text{мкс}$, частота следования "пачки" $f_n=100+250\text{Гц}$, длительность импульса внутри "пачки" $t_{\text{и}}=10\text{мкс}$, частота следования импульса в "пачке" $f_{\text{и}}=50\text{кГц}$, ток в цепи пациента $I_a=0+50\text{мА}$. На рисунке 10.19 показана временная диаграмма выходного тока аппарата "Элиман-101".

Электроды аппарата "Элиман-101" изготовлены из мелкоячеистой сетки из нержавеющей стали.

Аппарат "Элиман-206" предназначен для работы на двух участках тела человека с различными биофизическими характеристиками, причем, на обоих участках осуществляется независимая регулировка стимулирующих воздействий. Структурная схема устройства приведена на рисунке 10.20.

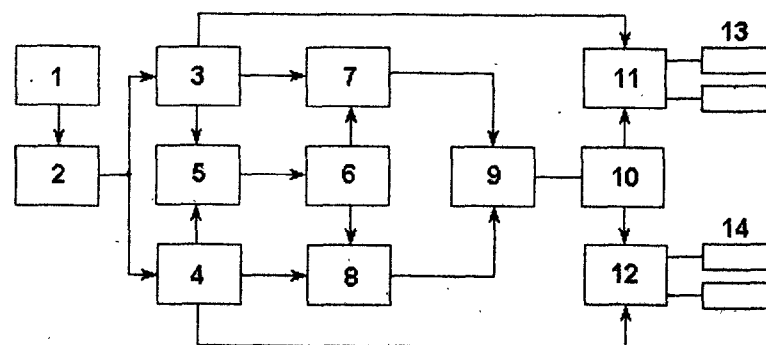


Рис. 10.20. Схема аппарата "Элиман - 106":

1 – задающий генератор; 2 – делитель частоты на два (частота 100 Гц, определяющая частоту следования стимулов по обоим каналам); 3, 4 – управляемые формирователи огибающих стимулов; 5 – схема ИЛИ; 6 – управляемый генератор заполнения, управляемый суммой импульсов с формирователей 3 и 4; 7, 8 – предварительные усилители с регулировкой амплитуды; 9 – схема ИЛИ; 10 – усилитель мощности; 11, 12 – стробируемые входные каскады; 13, 14 – электроды.

Технически аппарат "Элиман-206" имеет батарейное питание и обеспечивает формирование униполярных прямоугольных импульсов. следующих параметров: $t_n=100\text{--}300\text{мкс}$, $f_n=100\text{Гц}$, $t_{\text{и}}=10\text{мкс}$, $f_{\text{и}}=50\text{кГц}$, $I_a=0+50\text{мА}$. В каналах производится независимая регулировка t_n и I_a .

В аппарате "Элиман-401" увеличено значение суммирующего тока, а также введена схема автоматической регулировки длительности стимула в зависимости от величины времени релаксации тока в тканях, окружающих электроды.

Структурная схема устройства "Элиман-401" приведена на рисунке 10.21. Схема содержит 2 канала: стимуляции и измерения.

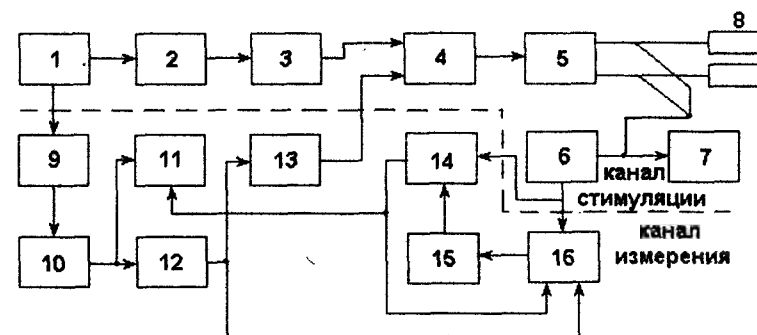


Рисунок 10.21. Схема аппарата "Элиман - 401":

1 – генератор стимулов; 2 – формирователь длительности стимулов; 3 – первый модулятор; 4 – коммутатор; 5 – усилитель тока стимуляции; 6 – схема измерения тока; 7 – стрелочный индикатор; 8 – электроды; 9 – делитель частоты; 10 – тактовый генератор; 11 – запоминающее устройство; 12 – формирователь измерительного импульса; 13 – второй модулятор; 14 – пороговое устройство; 15 – делитель напряжения; 16 – устройство выборки хранения.

В этой схеме импульсы задающего генератора 1, который обеспечивает задающую частоту следования "пачек" импульсов ($f_n=120+250\text{Гц}$), поступают на вход делителя частоты 9 с коэффициентом деления 100, т.е. частота импульса после делителя составляет $1+1,5\text{Гц}$. Эта частота используется для отработки процесса измерения импеданса под электродами 8. Перепадом напряжения с выхода делителя частоты тактовый генератор 10 формирует прямоугольный импульс, передним фронтом которого сбрасывается запоминающее устройство 11, а задним фронтом запускается формирователь измерительного импульса, который, через второй модулятор 13 и коммутатор 4, подается на выходной каскад 5, где усиливается до необходимой амплитуды и

подается на электроды 8. Запоминающее устройство 11 в это время находится в режиме измерения. Модулятор 13 заполняет измерительный импульс короткими прямоугольными импульсами длительностью 2 мкс и частотой 50 кГц. Модуляция измерительного импульса производится для того, чтобы снять у пациента ощущение пропускаемого тока, поскольку время релаксации тока в тканях составляет 1,2 мс. Во время цикла измерения с выхода измерительной схемы снимается нарастающее напряжение, соответствующее току, протекающему через пациента.

В устройстве выборка-хранение 16 хранится величина напряжения, равная максимальной амплитуде напряжения с выхода измерительной схемы, полученного на предыдущем такте измерения. В цикле измерения пороговое устройство 14 сравнивает нарастающее напряжение с выхода измерительной схемы с максимальным напряжением предыдущего такта измерения. В момент равенства этих напряжений, пороговое устройство формирует импульс, управляющий запоминающим устройством, в котором на этом этапе будет зафиксировано значение измеренной длительности переходного процесса в тканях. В это же время схема выборка-хранение 16 переводится в режим выборки. Информация о длительности переходного процесса в тканях с запоминающего устройства 11 передается на управляющий вход формирователя, стимулирующего воздействия 2. В момент окончания измерительного импульса с выхода схемы 12, устройство выборки-хранения переводится в режим хранения максимального измерительного напряжения до следующего такта измерения. Кроме этого задающий генератор 1 запускает формирователь стимулирующего воздействия 2.

Сигнал с выхода формирователя 2, через первый модулятор 3, коммутатор 4, выходной каскад 5, передается на электроды 8. В электростимуляторе "Элиман-401" формируются "пачки" импульсов с параметрами: $f_n = 100 \div 250$ Гц, $t_n = 0,05 \div 0,5$ мс, $t_i = 10$ мкс, $f_i = 50$ кГц, $I_a = 0 \div 100$ мА, и устанавливается автоматически по результатам оценки импеданса тканей в режиме измерения.

Задающие генераторы электростимуляторов строятся по классическим схемам мультивибраторов на транзисторах, цифровых или аналоговых микросхемах. Формирующие каскады электростимуляторов придают стимулу нужную форму, например, формируют "пачки" импульсов с заданными параметрами заполняющих коротких импульсов.

Усилительные каскады при чрезкожной стимуляции создают требуемый ток стимуляции с учетом того, что чрезкожное сопротивление на средних частотах составляет единицы кОм, а ток стимуляции лежит в пределах десятков

миллиампер. Для задания таких токов может требоваться достаточно высокое напряжение (до сотен вольт).

Схема выходного каскада с трансформаторным выходом приведена на рисунке 10.22 [26].

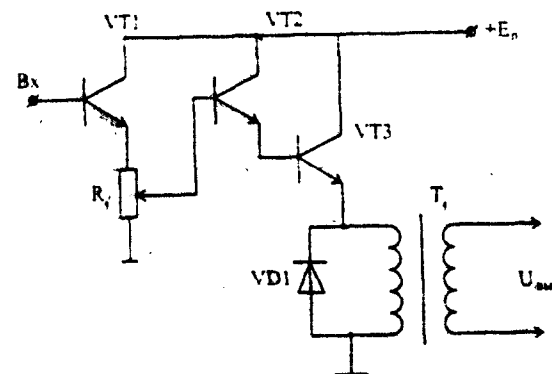


Рисунок 10.22. Схема выходного каскада с трансформаторным выходом.

Схема состоит из эмитерного повторителя VT1 и усилителя мощности на транзисторах VT2 и VT3. Резистор R1 обеспечивает регулировку амплитуды выходного сигнала. Повышающий трансформатор T1 формирует стимул заданной амплитуды. Этот каскад обычно используют в батарейных стимуляторах. Недостаток - малое выходное сопротивление. Увеличить выходное сопротивление можно, включив повышающий трансформатор в коллекторную цепь.

На рисунке 10.23 приведена схема выходного каскада с повышенным напряжением питания и достаточно высоким выходным сопротивлением, что приближает его к генераторам тока.

На транзисторе VT1 выполнен согласователь с выходом формирователя стимула. Выходной каскад усилителя тока собран на транзисторах VT2 и VT3. Регулировка амплитуды осуществляется резистором R8. Электроды подключаются через выходной разделительный конденсатор C2. Этот усилитель рекомендуют использовать в стационарных схемах, источник питания которых выполняют с двойной гальванической развязкой. Первая развязка осуществляется сетевым трансформатором, после которого стоит выпрямитель и стабилизатор напряжения. Вторая развязка осуществляется трансформатором преобразователя напряжения, питающим электростимулятор.

Обычно преобразователь напряжения работает на частотах, порядка единиц килогерц, что позволяет использовать малогабаритные трансформаторы. Преобразователь осуществляет формирование повышенного питающего напряжения E_{n2} .

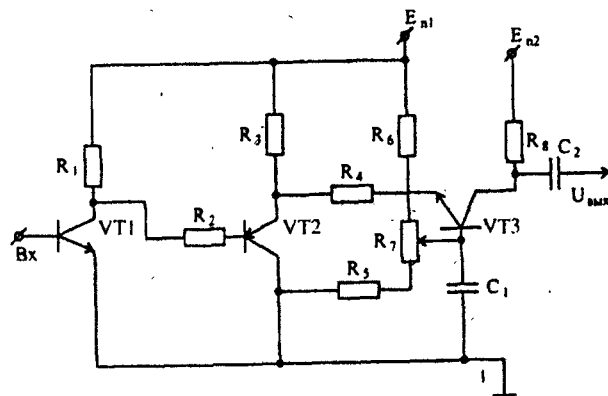


Рисунок 10.23. Схема выходного каскада с повышенным напряжением питания.

10.5.2. Применение электростимуляторов для анестезиологии

Данный раздел написан как обзорный по материалам, которые отражают, в основном, опыт работы в этом направлении ВНИИ медицинского приборостроения.

Анестезиология является одной из областей эффективного применения методов и технических средств электростимуляции нервной системы. Анестезиологическая практика ставит перед исследователями и разработчиками электростимуляционной аппаратуры ряд проблем, требующего соответственного аппаратного оснащения. Эти задачи можно объединить в два основных направления: купирование операционного болевого синдрома; мониторинг состояния нервно-мышечной передачи.

При всей несхожести и своеобразии этих задач их объединяет использование электростимуляции периферических нервов, сплетений или спинномозговых структур.

Купирование операционного болевого синдрома методами электронейростимуляции (ЭНС) основано на электрическом раздражении

рецепторных окончаний, периферических нервных стволов, нервных сплетений, дорсальных корешков или дорсальных столбов спинного мозга, а также ядер головного мозга. Спектр этих методов достаточно широк, однако некоторые из них требуют серьезных оперативных мероприятий по имплантации электродных систем. Поэтому, в условиях анестезиологической практики нашли применение лишь следующие:

- 1) транскраниальная (транскеребральная) электроанальгезия - ТЭА, которую проводят с помощью электродов, укрепляемых на голове;
- 2) чрезкожная (транскутанная) электронейростимуляция - ЧЭНС. Стимуляцию проводят с помощью накожных электродов;
- 3) эпидуральная (перидуральная) электронейростимуляция - ЭЭНС, которую осуществляют с помощью проводов-электродов, вводимых в эпидуральное (перидуральное) пространство позвоночного канала. Стимулирующее воздействие оказывается на дорсальные корешки и дорсальные столбы спинного мозга;
- 4) периневральная электронейростимуляция - ПЭНС, осуществляемая с помощью тонких проводов-электродов, подводимых через пункционные иглы к периневрию - оболочке нервных стволов и сплетений.

5) тестирующая электростимуляция периферических нервов при выполнении регионарной анестезии. По своей аппаратной реализации и параметрам стимулирующих воздействий она близка к ПЭНС, хотя в строгом смысле и не является методом электростимуляционной анальгезии.

Метод транскраниальной электроанальгезии (ТЭА), получивший развитие в основном в нашей стране и Франции, применяется для интраоперационного и послеоперационного обезболивания, обезболивания родов, купирования острых и хронических болей. Применяются различные варианты лобно-затылочного и надглазнично-затылочного расположения электродов.

Частотный спектр стимулирующих воздействий чрезвычайно широк: от постоянного тока до сотен килогерц, длительность импульсов - от нескольких микросекунд до нескольких миллисекунд, форма импульсов - самая разнообразная, амплитуда импульсов - до 500 мА. При таком разнообразии параметров и режимов ТЭА нет четкого критерия их выбора.

В России существует, по меньшей мере, четыре школы клинических исследователей метода и разработчиков аппаратуры для ТЭА, придерживающихся разноречивых взглядов на механизмы, режимы, параметры и методические особенности этого метода анальгезии. При этом интерес практической анестезиологии к ТЭА остается весьма умеренным.

Чрезкожная электронейростимуляция рецепторных окончаний и нервных волокон - наиболее простой и доступный метод немедикаментозного обезболивания. Основная задача ЧЭНС состоит в селективной активации толстых низкопороговых волокон при минимальном раздражении ноцицепторов и полимодальных терминалей тонких волокон. Это достигается использованием электрических импульсов малой длительности (порядка 10-1000 мкс), имеющих форму "спайка" или близкую к прямоугольной. Частота следования импульсов - порядка 1-200 Гц, амплитуда - до 100 мА. Применяются различные временные последовательности импульсов: непрерывная, пачки импульсов, модулированные по длительности и частоте, с высокочастотным заполнением.

При использовании ЧЭНС для купирования неврогенных, вертеброгенных и посттравматических болей применяют миниатюрные носимые аппараты индивидуального пользования с батарейным питанием и эластичными электродами из токопроводящего полимера. Электроды накладывают над зоной болевого очага на проекции нервов, иннервирующих эту зону, паравертебрально над соответствующими сегментами.

Параметры электростимуляции пациент регулирует самостоятельно, ориентируясь на собственные ощущения и достигаемый эффект обезболивания. Согласно усредненным оценкам ЧЭНС создается анальгетический эффект у 80% пациентов с острой болью и у 25% пациентов с хронической болью.

ЧЭНС успешно используется для послеоперационного обезболивания. По субъективным оценкам оперированных больных, обезболивающий эффект обычно достигает 60%, однако, этого достаточно для сокращения приема наркотических анальгетиков в 3 - 4 раза или даже полной их отмены. Кроме того, ЧЭНС оказалось эффективным средством лечения послеоперационных осложнений, парезов кишечника и ателектазов легких.

С учетом специфических требований анестезиологии и хирургии во ВНИИ медицинского приборостроения по методу ЧЭНС разработан электростимулятор "Дельта - 102" для интраоперационного и послеоперационного обезболивания.

Он представляет собой двухканальный генератор импульсов в форме "спайка" с отдельными регуляторами амплитуды тока в каждом канале и общими регуляторами длительности и частоты повторения. "Дельта-102" питается от сети и от встроенной аккумуляторной батареи, подзарядка которой происходит автоматически. Аппарат снабжен стерилизуемыми одноразовыми электродами из алюминиевой фольги и комплектом электродов многократного использования. Устройство контроля и блокировки входных цепей защищает пациента от последствий обрывов кабелей и неправильных действий персонала.

Конструкция аппарата позволяет крепить его к операционному столу и к хирургической койке.

Эффективность противоболевой электростимуляции существенно зависит от количества стимулируемых сенсорных проводников: чем выше их концентрация в зоне приложения стимулирующего тока, тем выраженнее (при прочих равных условиях) анальгетический эффект.

В силу этого анестезия, создаваемая перкутанной эпидуральной и перинеуральной стимуляцией, должна быть более выраженной, чем создаваемая с помощью ЧЭНС.

Техника перкутанного введения электродов аналогична введению катетеров для продленной проводниковой и эпидуральной блокады. Для стимуляции эфферентных волокон периферических стволов и сплетений электроды подводят к периневрному стволу или вводят в капсулу, окружающую сплетение. Для стимуляции дорсальных корешков и дорсальных стволов спинного мозга электроды вводятся в эпидуральное (перидуральное) пространство позвоночного канала.

Расположение электродов в непосредственной близости к стимулируемым структурам позволяет активизировать их электрическими импульсами гораздо меньшей интенсивности, чем при ЧЭНС, и тем самым существенно снизить повреждающее действие тока на ткани. Отсутствие перфорации перинеурия или твердой мозговой оболочки также снижает риск возникновения побочных эффектов и осложнений.

Для осуществления перкутанной эпидуральной и перинеуральной стимуляции во ВНИИМП был разработан электростимулятор "Дельта-301" с комплектом специальных проводов-электродов, который представляет собой носимый двухканальный электростимулятор с батарейным питанием. В нем реализованы три режима стимуляции: низкочастотный (2-20 Гц), высокочастотный (20-200 Гц) и режим "посылка-пауза" с частотой посылок (0,5-5 Гц). Длительность импульсов регулируется в интервале 50-350 мкс. Амплитуда импульсов в обоих каналах регулируется независимо в интервале 0-20 В. Установка параметров стимулирующих воздействий производится либо по шкалам, либо по ощущениям больного.

"Дельта-301" позволяет проводить стимуляцию по одному каналу или по двум одновременно, используя разные схемы подключения электродов: двух-, трех- или четырехэлектродную. Специальная схема коммутации выходов позволяет регулировать пространственное распределение тока в зоне стимуляции аппаратными средствами: без изменения локализации электродов.

При проведении проводниковой анестезии большое значение имеет положение кончика инъекционной иглы относительно блокируемого нерва,

поскольку чем ближе к нервному стволу вводится анестетик, тем эффективнее блокада. Простым и эффективным средством - контроля подожжения инъекционной иглы и эффективности блокады является тестирующая электростимуляция. При ее выполнении активным электродом служит сама инъекционная игла, с которой соединяют одно из выходных гнезд стимулятора. К другому гнезду подключают пластинчатый индифферентный электрод, который накладывают на кожный покров пациента на небольшом расстоянии от места инъекции. Обычно применяют стимулирующие импульсы со следующими значениями параметров: длительность 0,1-1 мс, частота следования 0,5-2 мс, амплитуда напряжения 1-20 В.

После пункции и по мере проведения иглы к нервному стволу или сплетению, плотность стимулирующего тока в нервной ткани возрастает, и после превышения порога раздражения появляются сокращения мышц, иннервируемых стимулируемым нервом, а также парестезия в зонах эфферентной иннервации. Эти явления достигают максимума, когда конец иглы находится на минимальном расстоянии от нервного ствола. В этот момент через иглу вводят анестетик или устанавливают катетер для повторных инъекций при продленной анестезии. На этапе после введения анестетика отсутствие парестезии и мышечных сокращений является подтверждением эффективности блока, а их появление свидетельствует об окончании блокады. Таким образом, тестирующая стимуляция позволяет контролировать глубину блока и определять момент введения повторных доз анестетика.

Применение указанного метода особенно эффективно при проведении блокад глубоко лежащих, труднодоступных нервных стволов (бедренного, седалищного, межреберных) либо нервных сплетений (в частности, плечевого).

Режим тестирующей электростимуляции реализован в электростимуляторе для эпидуральной и перинеуральной анальгезии "Дельта-301". Его применяют в процессе выполнения блокад плечевого сплетения при длительных реконструктивных операциях на верхних конечностях.

К настоящему времени накоплен определенный опыт разработки и клинического применения аппаратуры для объективной оценки состояния симпатической передачи в ходе анестезии. Эта оценка осуществляется либо посредством электростимуляции периферических нервов и последующего анализа параметров биоэлектрических и (или) механических реакций мышц на стимуляцию, либо путем визуального наблюдения мышечных сокращений.

Суть метода состоит в следующем. Электростимуляция периферических нервов, обычно лучевого или локтевого, вызывает в иннервируемых ими мышцах кисти биоэлектрический или механический ответ. Сравнение ответов, полученных до введения миорелаксантов, и ответов на фоне их действия

позволяет оценить глубину и тип (деполяризующий, антидеполяризующий, двойной) нервно-мышечного блока. В качестве стандартной принята методика тестирующей стимуляции короткими электрическими импульсами длительностью порядка 0,1-0,3 мс. Она включает в себя режим "twitch one" - последовательность одиночных импульсов с частотой следования порядка 1 Гц, режим "train of four" - последовательность посылок из четырех импульсов и пауз между посылками (частота следования импульсов в посылках 2 Гц, длительность посылок 2 с, период следования посылок 15 с), режим "tetanus" - одиночная тетанизирующая серия импульсов с частотой следования до 200 Гц и длительностью серии 5-10 с.

Повышение помехозащищенности в сложных системах с измерением биоэлектрических или механических параметров мышечного ответа достигается применением специальных программных и аппаратных средств защиты от помех. Это существенно сказывается на стоимости аппаратуры, делая ее доступной в основном крупным клиникам.

В аппаратуре массового, рутинного применения часто отказываются от приборной регистрации мышечного ответа и используют метод визуальной или тактильной его оценки. Некоторое снижение точности оценок (до 5-10%) не выводит ее из пределов достаточности, существенно упрощая и саму аппаратуру, и ее использование.

В настоящее время широкое применение в медицинской практике находят многофункциональные электростимуляционные аппараты типа "Элиман", "Дельта", "Синапс" и т.д., которые в совокупности обеспечивают реализацию всех перечисленных во введении методов ЭНС. Однако, в практике анестезиологии может потребоваться применить несколько методов одновременно. Так, для обеспечения эпидуральной интраоперационной электроанальгезии и тестирования миорелаксации необходимо совместное использование нескольких электростимуляторов, например, "Дельта-301" и "Синапс-1".

Подобная ситуация влечет за собой ряд затруднений. Возникает проблема размещения аппаратов, закрепление электродов и кабелей, проблема регулирования и индикации параметров и режимов работы. При одновременном использовании произвольно выбранных электростимуляторов возможны нарушения требований электробезопасности, поскольку не исключен риск возникновения неконтролируемых путей стимулирующих токов между электродами разных аппаратов, а также токов утечки.

Один из возможных путей преодоления этих проблем - создание и использование полифункциональных аппаратов, которые обеспечивали бы выполнение следующих требований: реализацию методов стимуляционной

анальгезии и тестирования в любых комбинациях; совместимость параметров и режимов всех стимулирующих воздействий; соблюдение мер безопасности и защиты пациента при неправильных действиях обслуживающего персонала и возникновении "нештатных" ситуаций.

С учетом этих требований разработан полифункциональный анестезиологический электростимулятор "Анестим-ПФ", который функционально совместим с ранее созданными монофункциональными электростимуляторами ("Дельта-101", "Дельта-102", "Дельта-301", "Синапс-1"). Он реализует все режимы чрескожной и перкутанной противоболевой стимуляции, тестирующую стимуляцию для проведения регионарных блокад и для оценки нервно-мышечного блока.

Аппарат спроектирован с использованием микропроцессорной техники, имеет переносную конструкцию, пленочную клавиатуру, цифровую индикацию значений параметров, содержит два основных блока - электростимуляционной аналгезии (ЭСА) и тестирования нервно-мышечной передачи. В обоих блоках формируются прямоугольные импульсы без постоянной составляющей, длительностью 200 мкс.

Блок ЭСА представляет собой двухканальный генератор импульсов, который может работать в любом из двух режимов: чрескожной или перкутанной стимуляции. Амплитуда импульсов в каждом канале регулируется независимо. В режиме ЧЭНС блок ЭСА работает как генератор тока, а в режиме перкутанной стимуляции - как генератор напряжения. Максимальные значения амплитуды импульсов 100 мА и 20 В соответственно. Частота импульсов определяется выбором временных режимов стимуляции, ее значения - общее для обоих каналов.

В блоке ЭСА реализованы следующие программные режимы. Режим "поиск" предназначен для верификации нервных проводников, оценки состояния проводникового блока и сенсометрических исследований. В этом режиме генерируется непрерывная последовательность импульсов с частотой 0,5; 1 и 2 Гц.

Для электроанальгезии предназначен следующий режим: низкочастотный (2-20 Гц), высокочастотный (20-200 Гц). С высокочастотным режимом совместимы следующие виды модуляции: ПИЛА - постепенный рост частоты от 20 до 200 Гц, а затем ее снижение с периодом 40 с; "шум" - псевдослучайное изменение частоты в том же интервале; "посылка-пауза" - генерация посылок из десяти импульсов с периодом 0,5-5 Гц. Во всех режимах стандартные импульсы могут быть "заполнены" колебаниями с частотой 10 Гц.

В каждом канале блока ЭСА имеются переключение полярности импульсов, временная остановка и возобновление стимуляции с плавным

нарастанием амплитуды импульсов до ранее установленного значения. Имеется возможность автоматической коммутации выходов для реализации двух-, трех- и четырехэлектродной схем стимуляции.

Блок тестирования нервно-мышечной передачи функционально аналогичен аппарату "Синапс-1" и реализует все стандартные режимы: "twitch one", "train of four" и "tetanus". Единственный регулируемый параметр в блоке - амплитуда тока импульсов, которая регулируется в интервале 0-100 мА. Подача стимулов сопровождается звуковыми и световыми сигналами. Этот блок также позволяет изменять полярность импульсов, приостанавливать и возобновлять стимуляцию.

"Анестим-ПФ" обладает развитой системой автотестирования и блокировок выходных цепей. При ошибочном подключении кабелей или отсоединении электродов, при попытках установить несовместимые режимы или значения параметров, при сбоях внутренней программы микропроцессорной системы стимулирующие воздействия прекращаются, выходные цепи обесточиваются и включается сигнал тревоги.

Аппарат снабжен обширным комплексом принадлежностей. В него входят: набор полимерных электродов для ЧЭНС, набор эпидуральных и периневральных проводов электродов. Имеются специальный тестирующий электрод с держателем и кнопкой для поиска зон стимуляции и сенсометрических исследований, а также выносное устройство для "быстрого" тестирования нервно-мышечной передачи.

"Анестим ПФ" целесообразно использовать в операционном блоке, где регулярно проводятся операции с применением регионарной анестезии и миорелаксантов, а также в послеоперационных блоках.

ГЛАВА II. МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ИНФОРМАЦИОННОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА БИОБЪЕКТЫ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫМИ ПОЛЯМИ КРАЙНЕ - ВЫСОКИХ ЧАСТОТ (КВЧ)

II.1. Волновая природа биологических полей

В традиционной медицине существует мнение, что основным носителем энергии в митохондриях клетки является аденинтрифосфат (АТФ) в процессе биологического окисления. На тождественном представлении АТФ - энергетический базис клетки - строятся, в основном, биохимические, биофизические и физиологические кибернетические модели человека. Роль АТФ состоит в передаче энергии из митохондрий собственно в клетку. Однако, вызывает сильное сомнение, что крупные и заряженные молекулы способны выходить из митохондрий и проникать в клетку. С этой точки зрения, более реальной представляется гипотеза Петраковича Г.Н., согласно которой в митохондриях процесс биологического окисления завершается не образованием АТФ, а созданием высокочастотного электромагнитного поля (ЭМП) и ионизирующего протонного излучения, которые в своем неразрывном единстве и составляют энергонасыщенное биополе живой клетки [69].

Известно, что из митохондрий клетки в цитоплазму с огромной скоростью выбрасываются ионы натрия, калия, кальция, водорода (протоны), с идеально прямой траекторией. При этом ион водорода - суть протон, способен к ускорению в сверхвысокочастотном ЭМП (СВЧ ЭМП), а значит, протон можно рассматривать как идеальный носитель информации. То есть, получение и передачу энергии в живой клетке можно рассматривать как ионизирующее протонное излучение в клетке, при котором передается энергия биологического окисления из митохондрий в цитоплазму, а квантовые взаимодействия между ядрами атомов и протонами, суть практическое разрешение этой передачи. При таком способе передачи информационных сигналов, почти вся выработанная в митохондриях энергия передается в клетку со скоростью и импульсом, на много порядков превышающими "тихоходную" химическую связь.

СВЧ ЭМП, ускоряющее протоны, создается, по мнению Петраковича, в митохондриях в соответствии со следующим механизмом. Митохондрия имеет внутреннюю мембрану, на которой содержится 10 дыхательных ансамблей, каждый из которых содержит полный набор окислительных ферментов, АТФ и железосодержащих белков - цитохром. Каждая молекула цитохрома содержит четыре связанных между собой атома железа, причем, каждый из них способен обратимо менять валентность Fe, то есть производить электронный обмен. В этой реакции Fe легко акцентирует у атома водорода электрон, превращая

последний в протон. Происходящее с огромной скоростью перемещение электрона в пределах электромагнита порождает электрический ток, с образованием вокруг него электромагнитного поля с частотой, определяемой расстоянием между ближайшими атомами железа. Таким образом, в митохондриях каждая молекула цитохрома является точечным источником СВЧ или КВЧ излучения, которые по физическим законам сливаются между собой, синхронизируются и дают эффект резонанса. Устремление образованного в митохондриях СВЧ ЭМП к слиянию с полями соседних митохондрий является той силой, которая ускоряет и выбрасывает протоны из митохондрий в пространство клетки, а довлеющий синхронизм обеспечивает согласованную подачу насыщенных кинетической энергией протонов из всех митохондрий во все узловые точки клетки, где и происходит энергопотребление. Аналогичные процессы происходят во всех соседних клетках организма. Далее происходит суперпозиция ЭМП-клеток с синхронизацией выброса протонов в этих клетках, вплоть до образования СВЧ ЭМП всего живого организма. Этим полем захватываются, ускоряются и выбрасываются в окружающее пространство протоны. Так, по мнению Г.Н. Петраковича, формируется биополе живого существа, несущее полную информацию о его строении и функциях, включая мозг. Порождаемые организмом биополя направлены на взаимодействие с другими биополями, вплоть до единого поля ноосферы.

Существуют и другие подходы к объяснению возникновения биополей, в которых ЭМП клеток рассматривается как колебания заряженных клеточных мембран, поддерживаемые за счет метаболизма. Однако, все они дают примерно одинаковые количественные результаты. А именно то, что биобъекты "работают" в диапазоне КВЧ-частот. Предполагается, что совокупность мембран митохондрий обеспечивает возникновение дипольной компоненты с электрическим моментом $p = q \sin(\omega t)$. Величину мощности КВЧ-излучения клетки, можно оценить как:

$$P_{\text{кл}} = \frac{N_{\text{ак}} Q_{\text{ак}}}{2 (2\pi)^3 (\lambda_{\text{ч}}/r)^3} \cdot 10^{-7}$$

где $N_{\text{ак}}$ - механическая мощность колебания;
 $Q_{\text{ак}}$ - добротность акустических колебаний мембраны;
 $\lambda_{\text{ч}}$ - длина волны ЭМП;
 r - размер мультипольного момента.

При взаимодействии ЭМП клеток друг с другом, мощность одного диполя, затрачиваемого на подкачку другого, взятая в отношении к мощности КВЧ-излучения клетки, выражается, соотношением:

$$P_{1,2} / P_{\text{квч}} = [3/(2\pi)^3 \epsilon] (\lambda_q/R)^2 \sin \varphi,$$

где ϵ - диэлектрическая проницаемость среды;

R - межклеточное расстояние;

φ - сдвиг фазы между одночастотными колебаниями двух связанных диполей.

На практике, полученные оценки значительно увеличены в сторону, достаточную для получения мощности, которой обмениваются клетки по КВЧ ЭМП, обеспечивающей надежную взаимную синхронизацию.

Амплитуда волны, возбуждаемой клеточным диполем, оценивается выражением:

$$A_k = S / a_k n_l A_{kl} (1 - e^{-akl}),$$

где S - сечение волновода;

a_k - коэффициент поглощения среды;

n_l - концентрация диполей;

A_{kl} - интенсивность ЭМП, возбуждаемого средним по сечению диполем;

l - длина волновода.

Ряд авторов, считают, что носителем биоинформации являются продольные электромагнитные волны, существование которых вытекает из уравнения Максвелла, допускающего, с учетом упругих свойств среды, наличие одной продольной и двух поперечных волн. Отличительными особенностями продольных волн является их высокая проникающая способность, в том числе и через проводящие поля, и большая скорость распространения на несколько порядков выше скорости света.

11.2. Волновая природа передачи генной информации

В современной литературе появляется все больше сведений о том, что передача генной информации осуществляется посредством электромагнитных полей. По мнению некоторых авторов, наиболее интересная концепция волновой природы передачи генной информации предложена Э.Н. Чирковой. Известно, что любые клетки одного и того же организма содержат одинаковый набор генов фрагментов ДНК, а функционально-морфологическое

многообразие клеток сложного организма объясняется тем, что в разных клетках включены (активированы) или выключены (репрессированы) различные гены. Механизм переключения генной активности является важнейшим при решении проблем патогенеза, в процессе жизнедеятельности биообъектов, от управления развитием зародышей в эмбриогенезе, до проблем опухолеобразований и вирусных инфекций [70].

Механизм переключения генов имеет электромагнитную природу. Структуру биологического поля клетки можно рассматривать с точки зрения основных понятий радиофизики. В живой клетке существуют все три условия наличия генератора электромагнитных волн (ЭМВ), наличие колебательной системы, источника энергии и положительной обратной связи (ПОС). Непрерывные обменные реакции с участием окислительных ферментов и АТФ митохондрий порождают источник энергии, который поддерживает разность потенциалов между ядром и клеточной оболочкой, создавая векторность и анизотропность, а так же условия для быстрого изменения знака потенциала ЭМП при непрерывном изменении функционального состояния клетки. То есть, фактически имеет место колебательная система. Положительная обратная связь осуществляется посредством потребления энергии из накопителей и возобновления этой энергии за счет регуляции интенсивности обменных реакций, на основе генерации белками информационных излучений, сопутствующих активации соответствующих генов.

При этом живая клетка обладает только ей присущим, генно отрегулированным генератором и приемником ЭМП в диапазоне ультрафиолетовых волн. Кванты энергии, спектра индивидуального сигнала белковой молекулы, являются единицами информации, говорящей не только о присутствии и активности, о и об иммунологической и функциональной специфике данного конкретного белка. Специфические белки живого организма формируют соответствующую их молекулярному строению волновую иммунологическую специфичность суммарного дискретного ЭМП данного индивида.

Роль составителя кодированной волновой информации для активации резонансного гена играет белок, а нуклеиновая кислота является мишенью для волновой информации и источником появления в клетке кодируемого ею белка. Последний вносит новую волновую информацию, квантовая характеристика которой может быть резонансной для активации другого гена из генофонда данной клетки или для связывания оптической активности того белка, который вызвал активацию ДНК.

В таблицу 11.1 сведены резонансные характеристики клеточных структур живой клетки.

В качестве конкретного примера рассматривается следующая ситуация: необходимо исследовать динамику активации и репрессии синтеза фермента. С кодируемого геном с номером 3, который представляет собой нуклеотид, ждущий для своей активации достаточного по интенсивности потока определенных квантов энергии. В исходный момент некоторый медиатор синтеза фермента С вступает в связь с липопротеидом-рецептором Х на цитоплазматической мембране клетки. Если ранее Х в соответствии со своим размером индуцировал монохроматическую волну с энергией кванта $X \pm \Delta$, то в результате соединения липопротеида с медиатором образуется диполь Х-медиатор, генерирующий новую волну с энергией кванта $(X + M) \pm \Delta$. Полагается, что эта энергия комплементарна для образования связи между двумя компонентами протоплазмы А и В, а их связанный комплекс, в свою очередь, может начать генерировать волну с энергией $(A + B) \pm \Delta$.

В одном из вариантов энергия этого диполя может оказаться комплементарной по частоте и достаточной по интенсивности для активации гена N3, вследствие чего в клетке начнется расшифровка ДНК и синтез белка С (искомого фермента). Белок С вносит в квантовый ансамбль ЭМП клетки новую волновую информацию с энергией $S \pm \Delta$, которая может оказаться комплементарной для активации гена N1, который до появления в клетке фермента С не мог быть активирован из-за отсутствия соответствующей резонансной составляющей. Активация гена N1 дает начало синтезу кодируемого им белка Д. Белок Д, появившись в клетке, начинает генерировать энергию $D \pm \Delta$, которая может оказаться резонансной для разрыва связи $A + B$, что приведет к выключению подачи энергии $(A + B) \pm \Delta$ на ген N3, ответственный за синтез фермента С, что в итоге снизит концентрацию С. Это вызовет прекращение подачи волновой информации на ген N1, что приведет, в свою очередь, к снижению концентрации белка Д. В итоге процесса концентрация фермента С и его ингибитора Д будет совершать координированные колебания. Частота и разность фаз этих колебаний зависят от порогов активации генов N1 и N3, скорости транскрипции и трансляции при синтезе белков С и Д, скорости полураспада белков С и Д, скорости утилизации белков С и Д в метаболизме, от наличия синфазности колебаний концентрации белков А, В в клетке и подачи из других тканей организма медиатора М, включая внешние воздействия различной природы.

Рассмотренный волновой механизм передачи информации в живых клетках и организме в целом показывает, что здесь мы имеем универсальную природную фотонную систему сверхбыстрой обработки информации, с оптимально организованной "информационной технологией" в системе единого информационного поля ноосферы.

11.3. Особенности воздействия электромагнитных волн КВЧ диапазона низкой интенсивности на биологические объекты

В настоящее время ведутся интенсивные исследования в определении терапевтической ценности волн крайне высокого (КВЧ) диапазона с длинами волн 1 - 10 мм, что соответствует частотному диапазону 30-300 ГГц. Особый интерес к КВЧ диапазону основан на современных достижениях в области биофизики, которые позволили сделать два фундаментальных вывода:

- клетки живых организмов излучают электромагнитные волны КВЧ-диапазона;
- родственные клетки обмениваются информацией посредством электромагнитных волн КВЧ-диапазона.

При этом установлено, что любые структурные видоизменения мембраны клеток в процессе физиологических или патологических превращений сопровождаются возбуждением генерации электроакустических и электромагнитных волн крайне высокой частоты. Установлено также, что различные типы заболеваний связаны с аномальными отклонениями в интенсивности излучения, которое относится к КВЧ диапазону.

Сейчас можно считать установленной эффективность применения КВЧ-терапии для лечения следующих заболеваний: заболевания пищеварительной системы (язвенная болезнь желудка и двенадцатиперстной кишки, эрозивный гастрит, язвенный колит, хронический холецистопанкреатит, сахарный диабет, диабетическая нейропанкреопатия); заболевания сердца и сосудов (стенокардия, облитерирующий эндартериит, трофические поражения конечностей, ДВС-синдром); костные заболевания (аллергодерматоз, нейродермит, псориаз, экзема, васкулит); заболевания опорно-двигательного аппарата (некроз головки бедренной кости, артрозы, артриты, тендиты и тендовагиниты, остеохондроз); нервные заболевания (радикулит, астенция, нарушение проводимости периферических нервных сигналов); стоматологические заболевания (пародонтоз и пародонтит); офтальмологические заболевания и травмы (травма роговицы, начальные стадии катаракты, глаукома, частичная атрофия зрительного нерва, дегенерация сетчатки глаза, диабетическая ретинопатия); гинекологические заболевания (эрозия шейки матки, миома матки, гиперплазия матки); урологические заболевания (хронический простатит); нефрологические заболевания (пиелонефрит, гломерулонефрит) и др [71].

На сегодняшний день принято считать, что в реализации лечебного эффекта КВЧ-волн принимают участие центральная нервная система (ЦНС),

периферическая нервная система, защитнорегуляторные системы организма. Однако до сих пор нет однозначного объяснения механизма КВЧ воздействия на живые организмы. Существует, по крайней мере, шесть различных точек зрения.

Для объяснения взаимодействия КВЧ-волн с организмом вводится понятие черного ящика (см. рисунок 11.2), где в роли черного ящика выступает организм, имеющий множество характеристик, на который воздействует сигнал КВЧ диапазона с набором характеристик, а на выходе данной системы имеем результат взаимодействия КВЧ-волны с организмом - лечебный эффект. Результат лечения зависит от характеристики организма и от параметров КВЧ-сигнала

$$Z_i = F_i [X_m, Y_n] \quad (11.1)$$

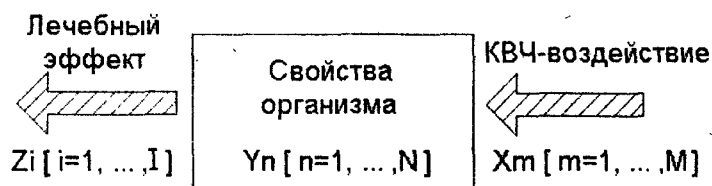


Рисунок 11.2. Схема взаимодействия КВЧ-волн с организмом.

Построению математической модели (11.1) и посвящены практически все фундаментальные исследования по изучению механизма КВЧ-воздействия на биообъект. Поскольку в характеристики организма мы практически не вмешиваемся, то исследования в основном связаны с установлением зависимости Z_i от методов и параметров КВЧ-воздействия.

Построена математическая модель взаимодействия биологической мембраны с КВЧ излучением, основанная на пролетных эффектах носителей заряда, осуществляющих ионный транспорт в мембранах. Эквивалентная схема мембраны приведена на рисунке 11.3. В модели параллельно емкости C_0 подключена электронная нагрузка с комплексной проводимостью. Для такой модели эквивалентная диэлектрическая проницаемость рассчитывается по формуле:

$$\epsilon = \frac{e_0^2 n_0}{m_0 \omega^2 \epsilon_0} \left[2 \frac{\sin(\varphi)}{\varphi} - 1 - \cos(\varphi) + 1 \right],$$

а проводимость по формуле:

$$\sigma = \frac{e_0^2 n_0}{m_0 \omega} \left[2 \frac{1 - \cos(\varphi)}{\varphi} - \sin(\varphi) \right],$$

где e_0 , n_0 , m_0 - концентрация, заряд и масса носителей; $\varphi = \omega \tau$ - угол пролета носителей, ω - частота КВЧ-сигнала, τ - время пролета.

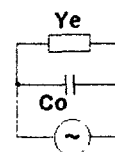


Рисунок 11.3. Эквивалентная схема мембраны.

В случае биологической мембраны, когда основным носителем заряда являются ионы, характерная частота равна:

$$f_d = 1/\tau_d = 60 \text{ ГГц}$$

Качественные частотные характеристики удельной проводимости и диэлектрической проницаемости представлены на рисунке 11.4 а и б соответственно.

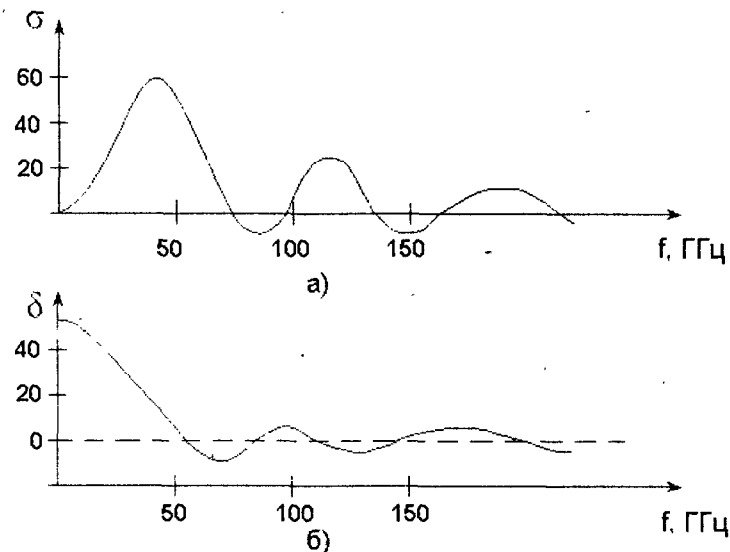


Рисунок 11.4. Качественные частотные характеристики удельной проводимости и диэлектрической проницаемости.

Эффекты дополнительной активной проводимости (области отрицательных значений), проявляющейся за счет пролетных эффектов, означает поглощение КВЧ излучения. Средняя мощность поглощаемого КВЧ излучения определяется выражением $P = \sigma U_0^2 / 2d$,

где U_0 - амплитуда переменного напряжения, d - длина люда (мембраны). Для характерных значений n и значений прямого цикла, поглощаемая мощность равна.

11.4. Схемотехника медицинской КВЧ-аппаратуры

В настоящее время для КВЧ-терапии используют несколько типов аппаратов. Например, лечебно-диагностические кабинеты КВЧ-терапии

"Стелла" содержат в своем составе стационарный аппарат КВЧ-терапии "Стелла-2" с перестройкой частоты в диапазоне 59-63 ГГц и прибор для измерения электропроводимости точек акупунктуры "Эллада" для подбора одновременно с воздействием облучения собственных лечебных частот каждого пациента и контроля лечения по Р.Фолю. Аппарат "Стелла-2" может работать в режиме автоматического непрерывного сканирования частоты в диапазоне 59-63 ГГц.

В классической схеме воздействие электромагнитной волны КВЧ-диапазона на человеческий организм осуществляется по схеме, представленной на рисунке 11.4. Здесь Гквч - генератор КВЧ излучения, Ч - человек.

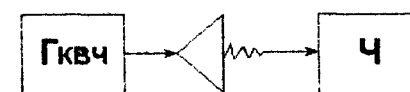


Рисунок 11.4. Схема воздействия электромагнитной волны КВЧ-диапазона на человеческий организм.

С целью повышения эффективности КВЧ терапии предложен ряд модификаций традиционной аппаратуры путем модуляции специальными информационными сигналами. На рисунке 11.5 показана структура одного из вариантов таких устройств.

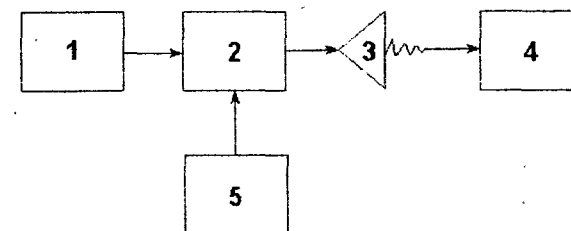


Рисунок 11.5. Эквивалентная схема воздействия КВЧ-диапазона на человеческий организм.

1 – генератор КВЧ; 2 – модулятор; 3 – облучатель; 4 – биологический объект; 5 – источник модулирующего информационного сигнала.

Модулятор в этой схеме управляет выходной мощностью генератора Г4-142 с соответствующим уровнем входного сигнала, поступающего на его вход.

Уровень входного моделирующего сигнала, при котором обеспечивается 100% модуляция, изменяется в пределах от 0,25 до 5В. Входное сопротивление модулятора по цепи входного моделирующего сигнала составляет не менее 10кОм. Модуляция осуществляется прямоугольными импульсами с нижними и верхними уровнями соответственно 20В и 150В. Период повторения импульсов – 10кОм. Длительности импульсов зависят от уровня модулирующего сигнала и равны 0мс при отсутствии модулирующего сигнала и составляют 100мс при наличии уровня модулирующего сигнала, обеспечивающего 100% модуляции. Предусмотрен режим, позволяющий модулировать вышеописанные импульсы меандром частотой 600кГц. Существует описание вариантов управления КВЧ излучения, когда в качестве информационного источника использовались модуляционные сигналы, снимаемые с пациента (электрокардиограмма и сфигмограмма). При воздействии на человека использовались гибкие диэлектрические волноводы длиной до 1 м. На рисунке 11.6 представлена схема проведения управляемого КВЧ-воздействия.

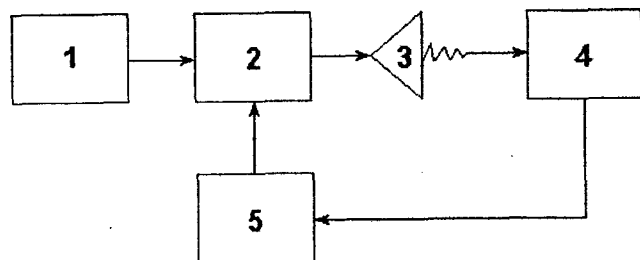


Рисунок 11.6. Схема проведения управляемого КВЧ-воздействия.

1 – генератор КВЧ; 2 – модулятор; 3 – облучатель (гибкий волновод); 4 – биообъект; 5 – датчик регистрации текущих изменений биофизического параметра биообъект.

При построении генераторов КВЧ и оптического диапазонов используется два различных варианта:

1. Использование генераторов, излучающих сгущенный широкий спектр частот, работающих по принципу разрядника. В этом случае нестационарный быстропротекающий процесс создает необходимый спектр нелинейных колебаний.

2. Использование генераторов с управляемым излучением частоты, характеризующихся узким разреженным спектром частот.

При использовании аппаратуры первичного типа воздействие получается слабоуправляемым, эмпирическим и зашумленным за счет побочного или маскирующего воздействия соседних частот спектра. Такая аппаратура часто используется как поисковая для обнаружения, по отклику, неизвестных резонансных частот биоструктур.

Генераторы второго типа могут быть построены на эффекте полного отражения квазисобственной волны типа Н от расширяющегося участка коаксиального волновода. На рисунке 11.7 приводится схема открытого коаксиального резонатора с внутренним проводником выпуклой формы.

Этот резонатор с нефокусирующими зеркалами создает устойчивые высокочастотные колебания с редким спектром.

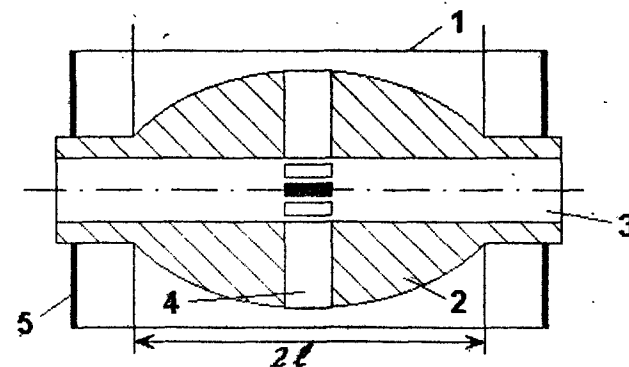


Рисунок 11.7. Схема открытого коаксиального резонатора с внутренним проводником выпуклой формы.

1 – внешний цилиндрический проводник; 2 – внутренний проводник; 3 – возбуждающий круглый волновод; 4 – щель связи; 5 – поглотитель СВЧ-энергии.

Существуют терапевтические аппараты для воздействия на биообъекты низкоинтенсивными электромагнитными полями КВЧ-диапазона, работающими при пониженной температуре облученного участка. Такой подход создает повышенный терапевтический эффект в широком диапазоне изменения интенсивностей электромагнитных полей. Структурная схема устройства приведена на рисунке 11.8.

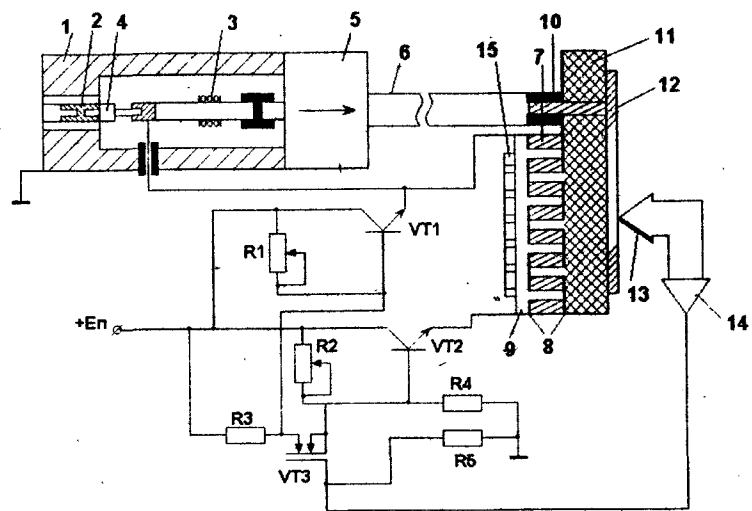


Рисунок 11.8. Терапевтический аппарат для воздействия на биообъекты низкоинтенсивными электромагнитными полями КВЧ-диапазона.

1 – коаксиальный резонатор; 2,3 – элементы настройки полупроводникового генераторного диода 4; 5 – развязывающий элемент; 6 – коаксиальная линия связи; 7 – термоэлектрический охладитель на эффекте Пельтье с металлическими контактными пластинами 8 и изолирующими пластинами 9; 10 – металлический экран; 11 – диэлектрическая подложка; 12 –

элемент связи; 13 – датчик температуры; 14 – усилитель постоянного тока; 15 – радиатор.

Центральный проводник коаксиальной линии 6 соединен с элементами связи 12 кольцевой формы, а нагруженный проводник линии – с его металлическим экраном 10. Диэлектрическая подложка 11 аппликатора, расположенная между элементом связи и экраном, выполнена из материала с высокой теплопроводностью. Датчик температуры 13 включен в виде термопары и расположен на элементе связи 12 в плоскости его контакта с облучаемым участком тела. Учитывая высокую теплопроводность диэлектрической подложки, температура на поверхности тела одинаковая по всей поверхности аппликатора. В номинальном режиме, когда температура облучаемого участка тела пациента (рефлексогенной зоны) находится в заданных пределах, через транзисторы VT1 и VT2 протекают токи, величины которых зависят от величин напряжений, подаваемых на их базы, а сумма указанных токов определяется величиной рабочего тока генераторного диода 4. Полевой МОП-транзистор VT3 выполняет функции фазоинверсного усилителя. При повышении температуры участка тела (за счет плохого отвода тепла вглубь ткани или случайного изменения уровня мощности) изменение сигнала с датчика температуры приведет к увеличению тока, протекающего через транзистор VT2 и, соответственно, через термоэлектрический охладитель "холодная" сторона которого обращена к искомому участку тела пациента. При этом облучаемый участок тела охладится, а автогенераторный режим не изменится и, соответственно, останутся неизменными значения частоты и мощности генерации. При достижении нижнего допустимого значения температуры происходят процессы противоположной направленности.

В случае выхода из строя системы охлаждения напряжение, снимаемое с датчика температуры и поступающее на базу транзистора VT1, достигнет значения напряжения запирающего, что приведет к резкому снижению тока через генераторный диод к срыву генерации.

Подобное устройство может быть использовано для реализации режима гипертермии, создавая интенсивный глубинный прогрев за счет увеличения генерируемой мощности. При этом поверхностная температура облучаемых участков кожи поддерживается строго постоянной Фурье при больших вариациях величины генерируемой мощности.

ГЛАВА 12. АППАРАТУРА ДЛЯ МАГНИТОТЕРАПИИ

12.1. Индуктометрическая аппаратура

При воздействии высокочастотного магнитного поля с биообъектом в последнем возникают тепловые эффекты. Соответствующий метод называют индуктометрией.

Магнитное поле при индуктометрии создается с помощью катушки (индуктора), обтекаемой высокочастотным током. Под действием переменного магнитного поля в тканях организма наводится электродвижущая сила индукции, вызывающая образование в них, так называемых, вихревых токов. На создаваемом этими токами тепловом эффекте и основан метод индуктометрии. На рисунке 12.1,а показано схематическое изображение силовых линий магнитного поля (пунктирные линии) и наведенных ими вихревых потоков (сплошные линии) во фрагменте биообъекта обвитого спиралью.

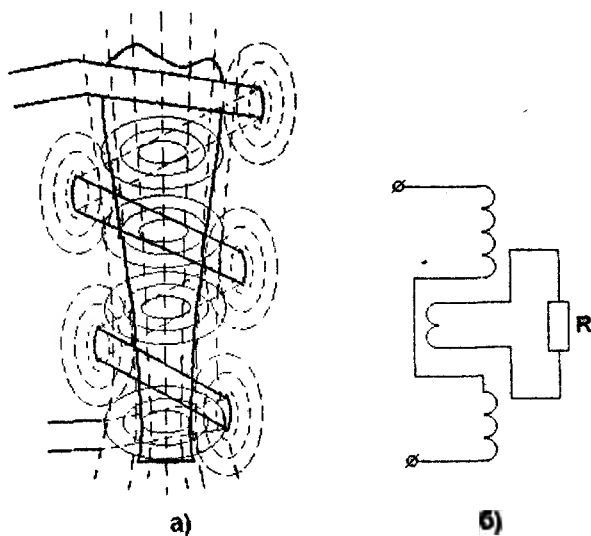


Рисунок 12.1. Индуктор с биообъектом (а) и их эквивалентная схема

(б).

На рисунке 12.1,б приведена эквивалентная схема индуктора, представляемая в виде трансформатора, нагруженного на сопротивление, эквивалентное активному сопротивлению тканей организма.

Количество тепла q , выделяемое под действием высокочастотного магнитного поля в единицу времени в единице объема ткани, прямо пропорционально квадрату частоты колебаний f , квадрату напряженности H магнитного поля и удельной электропроводности G ткани:

$$q \sim f^2 G H^2.$$

Наибольшее образование тепла при индуктометрии происходит в тканях с наибольшей электропроводностью, то есть в жидких средах (кровь, лимфа) и наиболее снабженных ими тканях, например в мышечной.

Бесконтактное воздействие и преимущественное выделение теплоты в мышечных и других, глубоко лежащих тканях, является важным преимуществом индуктометрии.

К недостаткам индуктометрии относят то, что по мере удаления от витков катушки магнитное поле ослабляется, а следовательно ослабляется и соответствующее тепловое действие. Существенно ухудшается распределение энергии между тканями биообъекта, емкостные токи, протекающие между витками катушки и поверхностью биообъекта.

Для ослабления этого эффекта число витков катушки обычно не превышает четырех, а частоту колебаний выбирают не более 40 МГц. Нижний частотный предел в 10 МГц определяется из необходимости прогревания тканей, имеющих относительно низкую электропроводность. Между витками и телом создают зазоры, порядка 1 см. Наличие зазоров позволяет исключить действие на биообъект магнитного поля высокой напряженности, которое имеется непосредственно около витков индуктора и, тем самым, обеспечивает более равномерный прогрев тканей по глубине. При этом следует иметь в виду, что неоправданное увеличение зазоров приводит к необходимости увеличения тока в индукторе, чтобы поддержать заданную величину магнитного поля, что, в свою очередь, может привести к перегреву самого индуктора.

При проведении процедур индуктометрии может использоваться магнитное поле, образующееся внутри цилиндрической спирали, наложенной на поверхность биообъекта. Спираль образуется с помощью так называемого кабельного индуктора. Кабельный индуктор представляет собой гибкий многожильный проводник, длиной 2-3 метра, покрытый слоем

изоляция и имеющий наконечники для подсоединения к выходным гнездам соответствующего аппарата. На рисунке 12.2 показано два варианта укладки кабельного индуктора.

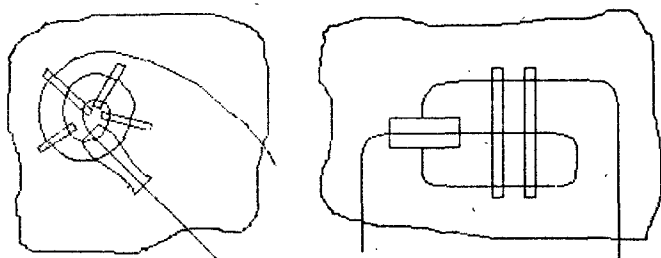


Рисунок 12.2. Варианты укладки кабельного индуктора.

Витки индуктора закрепляются специальными приспособлениями, а на пересечении витков используют специальные втулки.

В индуктометрии так же находят применение дисковые индукторы, представляющие собой жестко закрепленную плоскую спираль из металлической трубки, помещенной в пластмассовой коробке.

Схемотехнически, аппараты для индуктометрии обычно состоят из задающего генератора, выходного контура и индуктора. Кроме того, резонансные индукторы могут входить в комплекты аппаратов для УВЧ-терапии, существенно расширяя функциональные возможности последних.

12.2. Воздействие низкочастотных магнитных полей на человека

Низкочастотное электромагнитное поле (ЭМП) по своему действию на биообъект является достаточно своеобразным. В отличие от УВЧ-, ДМВ-, СВВ-диапазонов низкочастотное ЭМП проходит через биологические ткани так же свободно, как и через воздух, и практически не ощущается пациентом. Кроме того, низкочастотное ЭМП является "вездесущим" фактором среды обитания живого организма (электрическое и магнитное поля Земли), поэтому можно полагать, что в процессе эволюции

биологические системы должны были не только приспособиться к нему, но и смогли использовать ЭМП в своей жизнедеятельности.

По степени чувствительности различных систем организма к ЭМП наиболее чувствительной является нервная система, затем - эндокринная система, органы чувств, сердечно-сосудистая система, кровь, мышечная, пищеварительная, выделительная, дыхательная и костная.

При воздействии низкочастотным ЭМП на нервную систему изменяется поведение организма, его условно рефлекторная деятельность, физиологические и биохимические процессы: зарождается неспецифическая электрическая реакция в центральной нервной системе, спинном мозге, нервных клетках и нейронах. Сравнительная оценка реакций нервной системы организма на воздействие ЭМП показала, что постоянное магнитное поле усиливает процессы торможения, а переменное ЭМП - процессы возбуждения.

В настоящее время в неврологии применяются различные методики магнитотерапии заболеваний и травматических повреждений головного мозга и периферической нервной системы. Так, при использовании магнитотерапии у больных после инсульта, возникшего в результате гипертонической болезни, снижается систолическое и диастолическое артериальное давление, уменьшаются и исчезают головные боли, снижается мышечный тонус в паретических конечностях и увеличивается сила в них.

В формировании ответных реакций организма на воздействие низкочастотного ЭМП многие исследователи придают особое значение активации эндокринной системы. Возбуждение ЭМП гипоталамических центров усиливает выработку тропных гормонов, стимулирующих функции надпочечников, щитовидной, половой и других эндокринных желез. Далее развивается системная реакция желез внутренней секреции, направленная на повышение резистентности организма. Активация системных звеньев регуляции и функций эндокринных желез вызывает соответствующие метаболические реакции в органах и тканях организма.

Реакция сердечно-сосудистой системы на воздействие низкочастотного ЭМП является весьма сложной, она представляет собой интегральный ответ как прямого действия ЭМП на сократительный миокард, проводящую и вегетативную систему сердца, так и рефлекторного влияния на сердце и сосуды.

Реакция сердечной мышцы на воздействие ЭМП носит компенсаторно-адаптационный характер. Высокая чувствительность к ЭМП проводящей системы сердца обнаружена при исследованиях на изолированном сердце лягушки. Оказалось, что постоянное магнитное поле с

индукцией 600-900 мТл вызывает урежение сокращений сердца вплоть до полной его остановки. Отмечается улучшение упругоэластичных свойств кровеносных сосудов в области воздействия ЭМП, а также снижение свертывающей и активация противосвертывающей функции крови. Под действием ЭМП активируется микроциркуляция крови, увеличивается диаметр капилляров, усиливается густота капиллярных петель, что улучшает транспортную функцию сердечно-сосудистой системы.

В настоящее время не подлежит сомнению факт влияния низкочастотного ЭМП на различные биологические системы и на организм в целом, сейчас практически нет такой медицинской дисциплины, где бы не использовались лечебные эффекты низкочастотного ЭМП.

Существует обобщение гипотезы действия низкочастотного ЭМП на организм и сделаны выводы, что магнитная составляющая низкочастотного ЭМП влияет:

- на биологические объекты, содержащие молекулы с диамагнитными и парамагнитными свойствами. Такое влияние заключается в том, что магнитоанізотропные молекулы, свободно диффундирующие в растворе, могут ориентироваться в пространстве и концентрироваться в зоне воздействия ЭМП. Это должно отразиться на кинетике физико-химических процессов в которых эти соединения участвуют;

- на скорость и направление химических реакций, протекающих через стадию взаимодействия пары парамагнитных частиц, например свободных радикалов. Свободный радикал содержит по крайней мере один неспаренный валентный электрон и, следовательно, обладает нескомпенсированным спиновым магнитным моментом (парамагнитным). Возможность и скорость химического взаимодействия пары свободных радикалов определяются взаимной ориентацией спиновых магнитных моментов пары. Внешнее ЭМП может изменять ориентацию нескомпенсированного магнитного момента частицы;

- на движение заряженных частиц в потоке биологических жидкостей (кровь, лимфа). Такое влияние (кроме перечисленных выше) объясняется тем, что дополнительная сила F , действующая на заряженные частицы вызывает их дополнительное перемещение относительно других частиц в потоке, что создает дополнительные условия для физико-химического взаимодействия частиц в этом потоке.

Действие электрической составляющей низкочастотного ЭМП на биологический объект вызывает:

- ориентационные и концентрационные эффекты молекул с индуцированным электрическим дипольным моментом и полярных молекул

с электрическим дипольным моментом. Такое действие аналогично действию ЭМП на диа- и парамагнитные молекулы;

- движение в направлении линий напряженности ЭП свободных электрических зарядов (ионов), т.е. электрический ток, который обладает известным многообразием биологического воздействия.

Из сказанного следует, что физической основой биологических эффектов ЭМП является управление движением заряженных частиц, т.е. механизм силового взаимодействия поля со свободными (электроны, ионы) и связанными зарядами (заряды в атоме, молекуле). Таким образом в биологических тканях энергия ЭМП преобразуется в механическую энергию.

При воздействии на биологическую ткань высокочастотным ЭМП механическая энергия преобразуется в тепловую, поэтому обычно биологические эффекты ЭМП подразделяются на тепловые (энергетические) и нетепловые (специфические).

Низкочастотное ЭМП передает в ткани организма очень мало энергии, которая тратится на приведение в движение "неподвижных" частиц, на перемещение частиц, на их сближение и разобщение, т.е. действие низкочастотного ЭМП на заряженную частицу в биологическом объекте заставляет ее не только колебаться около своей точки покоя, как при действии высокочастотного ЭМП, но и дает ей возможность и время для дополнительного перемещения относительно своего первоначального положения. Такое действие низкочастотного ЭМП на биологические объекты является низкоэнергетическим, нетепловым, специфическим. Наложение внешнего низкочастотного ЭМП на биологический объект разнообразит взаимодействия внутри биологических молекул, между ними и между биологическими и малыми молекулами. Цель воздействия внешнего низкочастотного ЭМП – не изменять энергию химических реакций или превращений, а сменять, перемешать, "перемешивать", сближать реагирующие элементы до барьера "молекулярного узнавания", т.е. создавать условия для возникновения последующего их взаимодействия.

Следует отметить, что при действии низкочастотным ЭМП на биологический объект присутствуют все перечисленные первичные физико-химические эффекты и вносят вклад в суммарный биологический и лечебный результат воздействия. Однако, большей активностью при действии низкочастотного ЭМП обладает электрическая составляющая ЭМП, так как она действует на подвижные и неподвижные заряженные частицы, т.е. действием электрической составляющей низкочастотного ЭМП можно получить практически все выше перечисленные физико-химические эффекты.

12.3. Аппаратура для низкочастотной магнитотерапии

В настоящее время на рынок медицинской техники поступает значительное количество аппаратуры для магнитотерапии различных типов и назначений.

В таблице 12.1 приведены технические характеристики электронных аппаратов для магнитотерапии, рекомендованных к серийному выпуску в России и ближнем зарубежье, а в таблице 12.2 - известные зарубежные аппараты для магнитотерапии.

По некоторым миссиям авторов из зарубежных аппаратов интересен аппарат "Мела" (Германия), в нем режимы воздействия выделены в 14 программ для лечения конкретных заболеваний. Однако эти программы составлены и используются без учета индивидуальных особенностей пациента, что, несомненно, отражается на эффективности лечебного процесса. Для адаптации лечебного процесса к индивидуальным особенностям больного и тяжести заболевания в аппарате "Малахит 010П" предусмотрен канал обратной связи. В аппарате "Биос" канал обратной связи предусмотрен для синхронизации генератора импульсов ЭМП специальной формы по пульсовому кровенаполнению сосудов конечностей пациента.

Программирование лечебного процесса с введением в аппараты каналов обратной связи позволяет использовать самые радикальные режимы воздействия ЭМП для каждого конкретного больного.

Как видно из таблиц 12.1 и 12.2, для низкочастотной магнитотерапии используются в основном слабые ЭМП (до 50 мТл). Аппараты для низкочастотной магнитостимуляции "Биомаг", "Авнмп", MES-10, "Magstim-200" генерируют среднее по интенсивности ЭМП (до 4,0 Тл) и предназначены для диагностики заболеваний нервно-мышечного аппарата.

Таблица 12.1.

Марка Аппарата	Техническая характеристика						
	Вид магнитного поля создаваемого аппаратом	Частота изменения магнитного поля, Гц	Максимальное значение магнитной индукции, мТл	Число ступеней регулирования магнитной индукции, шт.	Вид и количество индукторов, шт.	Мощность потребляемая из сети, В. А, не более	Масса, кг
1	2	3	4	5	6	7	8
Полюс -1	ПЕМП ПуМП	50	35	4	ЭЛМ -5	130	50
Полюс -101	ПЕМП	100 0; 700	1,5	4	Сол- 2	50	12, 5
Полюс -2	ПЕМП ПуМП	10; 17; 25; 50	75	4	ЭЛМ -5 Сол- 2	120	45
Полюс -2Д	ПуМП	12,5	40	1	ЭЛМ -1	4	0,9
Полюс -3	Вращающее	12,5 ; 17; 25	30	3	ЭЛМ -2	10	7
Полюс -4	Вращающее	12,5 ; 17; 25	15	3	ЭЛМ -2	15	10
Алимп -1	Бегущее	10; 100	5	2	Сол- 16	500	30
Маг-30	ПЕМП	50	30	1	ЭЛМ -1	50	1,5
Полемиг	ИМП	0,5; 1; 4; 7; 10	30	1	Сол- 6	15	7

1	2	3	4	5	6	7	8
Магнитер	ПемП ПуМП	50	30	2	ЭЛМ -1	30	1.4
Биомаг	ИМП	0.2	4000	1	Сол- 1	800	18
"Биос"	ИМП	Програм.	-	-	ЭЛМ -1	300	8
"Каскад"	ИМП	0.8- 2.5	15	1	ЭЛМ -1	200	17
"ИДМТ"	ПМП, ПемП, ПуМП, ИМП	25; 50; 75; 100; 150	150; 100	14	ЭЛМ -27	300	26
"ИМЛ-1"	ПемП	50	110	10	ЭЛМ -1	40	2
"Алмаз"	ИМП	50	15	2	ЭЛМ -1	100	11
"Индуктор-2"	ПемП	5000	3.0	6	ЭЛМ -2	30	8
"Атос"	Бегущес	50; 100	33	1	Сол- 6	40	5
"Градиент-1"	ПемП, ПуМП	50; 100	50	9	ЭЛМ -6	100	16
"Амнт"	ИМП	2:3:4; 5:6:8; 10:12; 16	57	1	ЭЛМ -1	250	63
"Авним"	ИМП	0.17- 0.76; 30:130	1500	Плавнос	Сол- 3	500	24
"Малехин-0101П"	ИМП	0.03- 120	15	4	ЭЛМ -12	7	3.5

Примечание. Здесь и в таблице 12.2: ПМП - постоянное магнитное поле; ПемП - переменное ЭМП; ПуМП - пульсирующее ЭМП; ИМП - импульсное ЭМП; Сол - индуктор-соленоид; ЭЛМ - индуктор-электромагнит.

Таблица 12.2. Зарубежные аппараты для магнитотерапии.

Марка Аппарата	Техническая характеристика						
	Вид магнитного поля создаваемого аппаратом	Частота изменения магнитного поля, Гц	Максимальное значение магнитной индукции, мТл	Число ступеней регулирования магнитной индукции, шт.	Вид и количество индукторов, шт.	Мощность потребляемая из сети, В А, не более	Масса, кг
"Магнит-87" Болгария	ПемП	1000; 1-100	20	6	Срл- 4	120	12
"Магнетотрон" Германия	ПемП	0-50	10	-	Сол- 4	-	-
"УП-1" Болгария Германия	ПемП	1;4;8; 16; 25;50	10	5	-	-	-
"Магнетайзер" Япония	ПемП	50	20	6	ЭЛМ -5	100	65
"Магнетайзер" (тип М-РЗ) Япония	ПемП	50	15	6	ЭЛМ -4	100	11
"Биомагнетикс" (тип 750Р) Германия	ПемП	1-100	2.5	Плавное	Сол- 2	180	23
"Мела" Германия	ПемП	1-15	-	Програм.	Сол- 2	-	-
"Родмагнетик" Германия	ИМП	2:4:8; 10; 17:25	-	-	-	100	10
MES-10 США	ИМП	-	2300	3	Сол- 1	400	28
"Magstim-200" США	ИМП	-	2000	Плавное	Сол- 1	-	17

В качестве примера рассмотрим более подробно область применения и характеристики аппарата "Полюс 2Д" (домашний доктор), использующего "активное" импульсное ЭМП. Аппарат "Полюс 2Д" является одним из приборов из целого семейства аппаратов "Полюс", разрабатываемых и выпускаемых отечественной промышленностью. При их проектировании была принята гипотеза механизма лечебного действия низкочастотного ЭМП, состоящая в том, что:

- первыми и основными объектами живого организма, на которые оказывает возмущающее действие ЭМП, являются электроны и ионы, т.е. части атомов и молекул, обладающие электрическим зарядом. Это означает, что основой лечебного эффекта является результат воздействия ЭМП на молекулярном, физико-химическом уровне;

- наиболее эффективными факторами силового воздействия ЭМП являются те, которые могут вызвать перемещение заряженных частиц относительно соседних незаряженных частиц или изменить направление движения таких частиц, что окажет положительное влияние на процессы переноса, метаболизма, позволит активизировать процессы диффузии, увеличит вероятность протекания последующих биохимических актов взаимодействия частиц в организме;

- интенсивность воздействия ЭМП определяется величиной и временем однонаправленного действия вихревого электрического поля, индуцированного им в тканях организма. Это означает, что низкочастотное ЭМП при воздействии на заряженную частицу в организме должно дать ей и возможность, и время для дополнительного перемещения относительно своего первоначального положения, что этим определяется "активность" данного вида низкочастотного ЭМП для магнитотерапии.

Аппарат "Полюс 2Д" преобразует частоту питающей сети 50 Гц в частоту следования импульсов 12,5 Гц и формирует несимметричный импульс пульсирующего ЭМП. Несимметричный импульс ЭМП с соотношением длительностей фронта и спада, равным 1:10, создает условия для более активного лечебного воздействия ЭМП на организм.

Технические характеристики аппарата "Полюс 2Д" следующие:

Вид магнитного поля создаваемого аппаратом – пульсирующее ЭМП (ПумП);

Частота изменения магнитного поля – 12,5 Гц;

Максимальное значение магнитной индукции – 40 мТл;

Число ступеней регулирования магнитной индукции – 1 шт.

Вид и количество индукторов – ЭЛМ-1 (индуктор-электромагнит);

Длительность импульсов 12 мс;

Питание от сети переменного тока: частота 50 Гц, напряжение 220 В;

Мощность потребляемая из сети – не более 4 Вт (ВА);

Масса – 0,9 кг.

ЭМП, создаваемое аппаратом "Полюс 2Д", дает существенный лечебный эффект, и его применение показано при:

- заболеваниях периферических сосудов - хронической венозной недостаточности (флебит, тромбоз, трофические язвы), окклюзионных заболеваниях периферических артерий атеросклеротического генеза;

- ишемической болезни сердца; - гипертонической болезни; - логоневрозе (заикание);

- заболеваниях органов дыхания - острой пневмонии, в том числе затяжного течения, хроническом бронхите (ринитах, синуситах);

- заболеваниях органов пищеварения - хроническом панкреатите, хроническом гепатохолецистите, состоянии после операции по поводу язвенной болезни желудка и двенадцатиперстной кишки;

- заболеваниях опорно-двигательного аппарата - остеохондрозе позвоночника (шейный радикулит, плечелопаточный периартрит, грудной и пояснично-крестцовый радикулиты), деформирующем остеохондрозе, переломах костей конечностей, ранах, в том числе послеоперационных;

- заболеваниях мочевыводящей и половой систем - хроническом цистите, хроническом пиелонефрите, простатите.

В виду неясности воздействия низкочастотного ЭМП применение аппарата "Полюс 2Д" особенно показано в гериатрической практике.

Сформулированы основные перспективные направления в разработке аппаратуры для низкочастотной магнитотерапии. В качестве основы здесь рассматривается повышение к.п.д. лечебного воздействия, т.е. увеличение лечебного эффекта без повышения или даже со снижением параметров интенсивности воздействия.

Первым и наиболее рациональным путем увеличения к.п.д. лечебного воздействия низкочастотного ЭМП на организм человека является использование для магнитотерапии более "активных" ЭМП. "Активность" вида ЭМП для магнитотерапии, определяется способностью вызывать направленное движение заряженных частиц в организме, изменять направление движения заряженных частиц, т.е. дополнительно перемещать

их относительно соседних частей, что является физической основой биологических и медицинских эффектов воздействия.

Например, использование вращающегося ЭМП в аппарате "Полюс-3" позволило создать лекарственный магнитофорез. Это новый способ лечения - не просто сочетание действия ЭМП и лекарственного препарата, а силовое введение в ткани организма ионов лекарственного препарата действующим ЭМП.

Аппарат "Полюс-3" обеспечивает три режима работы: лекарственный магнитофорез с вводом в ткани организма положительных ионов лекарственного вещества; лекарственный магнитофорез с вводом в ткани организма отрицательных ионов лекарственного вещества; магнитотерапию.

Использование вращающегося ЭМП в аппарате для магнитотерапии сосудистых заболеваний конечностей "Полюс-4" позволяет пациенту "чувствовать" воздействие ЭМП во время процедуры, что косвенно подтверждает "активность" воздействия (при интенсивности ЭМП 15 мТл).

Эффективным путем увеличения лечебного к.п.д. магнитотерапии является разработка специализированных аппаратов для лечения заболеваний конкретных органов и систем организма. Это позволяет выбирать наиболее рациональную область применения аппарата, более точно задавать режимы воздействия, конструкцию индуктора и аппарата в целом, уменьшать нежелательное побочное действие и противопоказания к применению, полнее удовлетворять медико-эксплуатационные требования здравоохранения.

Создание универсальных аппаратов и устройств оправдано на первых этапах развития нового лечебного направления, когда еще не четко обозначены области применения метода, его возможности. При современном развитии магнитотерапии уже необходимо и возможно учитывать особенности применения метода.

Дальнейшим путем увеличения лечебного к.п.д. магнитотерапии и эффективным способом внедрения этого лечебного метода в медицинскую практику является создание кабинетов магнитотерапии, отдельных или в составе физиотерапевтического отделения, с возможностью осуществления полного комплекса магнитотерапевтического воздействия на пациента, что позволяет реализовать преимущества нового лечебного метода, постоянно совершенствовать и более эффективно использовать квалификацию врачей и медицинского персонала по магнитотерапии.

ГЛАВА 13. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ТЕРАПЕВТИЧЕСКАЯ ТЕХНИКА

13.1. Взаимодействие ультразвука с биообъектами

Многочисленные исследования показали, что ультразвук вызывает в биологических объектах комплекс явлений, находящихся в достаточно тесном взаимодействии, однако, в практических приложениях, обычно, физические и химические эффекты рассматривают в отдельности, выделяя три эффекта:

механическое действие;

тепловое действие;

физико-химическое действие.

Названные эффекты зависят от интенсивности и частоты воздействующего ультразвука, от режима облучения (непрерывный или импульсный) и конфигурации акустической волны (плоская, сферическая, острокопечная, рассеянная).

Известны оптимальные диапазоны частот и интенсивности ультразвука безопасные для организма и оказывающие максимальное терапевтическое воздействие при лечении различных заболеваний. Частотные границы, используемые в ультразвуковой терапии, лежат в пределах 0,1 - 10 МГц и границы интенсивности - в диапазоне 0,1-3 Вт/см².

Механическое воздействие ультразвука состоит в том, что УЗ-волны заставляют частицы вещества совершать быстрые колебательные движения со значительными ускорениями. При этом, в веществе образуются области избыточного давления и разряжения. При бегущей волне области повышенного и пониженного давления распространяются со скоростью звука, для данной среды. Если на расстоянии кратном 1/2 длины волны от источника излучения, оказывается отражающая поверхность, то образуется стоячая волна, когда области повышенного и пониженного давления остаются неподвижными.

Под воздействием быстропеременных давлений достаточной интенсивности в биообъектах, содержащих значительные объемы жидкостей, могут возникать явления дегазации и кавитации, то есть выделение растворенных в жидкости газов и микроскопические разрывы жидкостей, с образованием вакуумных пузырьков, которые затем схлопываются, производя эффект микровзрывов. Эти процессы могут оказывать разрушительное воздействие на клеточные и внутриклеточные структуры.

Устойчивость биологических клеток различных тканей к разрушающему воздействию ультразвука сильно отличается. Причем, порог разрушающего действия у больных клеток значительно ниже, чем у здоровых клеток, что используется для целей терапии. Однако, при выборе УЗ-воздействий

необходимо строго следить за дозировкой и интенсивностью ультразвука, чтобы не повредить здоровых клеток организма, учитывая различную устойчивость разных тканей к разрушающему действию ультразвука. Следует учитывать также и то, что разрушающее действие ультразвука оказывает более мощное воздействие в области стоячих волн. Избежать возникновения стоячих волн можно используя импульсный режим воздействия или, при использовании непрерывного облучения, обеспечивать непрерывное перемещение излучателя по поверхности облучаемого участка. На интенсивностях УЗ-волн, используемых в медицинской практике, основной терапевтический эффект достигается за счет микромассажа тканей, который приводит к ускорению всех обменных процессов как внутри клеток, так и на межклеточном уровне.

Кроме того, под воздействием ультразвука производится разжижение коллоидных растворов, разрыв коллоидных агрегатов на более мелкие составляющие, изменение конфигурации белковых молекул и комплексов.

Установлено, что под воздействием УЗ-волн заметно усиливается проницаемость кожи, сосудов и клеточных мембран, с интенсификацией процессов массопереноса веществ. Процесс массопереноса усиливается еще и тем, что под действием УЗ-колебаний во внутриклеточной и межклеточной жидкостях образуются микропотоки, ткани эпидермиса разрыхляются, вследствие чего усиливается капиллярный эффект. Все это усиливает диффузию лекарственных веществ через кожу и слизистые оболочки, под воздействием ультразвука, создавая предпосылки для проведения лекарственного фонофореза.

При взаимодействии ультразвука с биологическими объектами часть УЗ-энергии поглощается, превращаясь в тепловую энергию, приводящую к нагреванию соответствующих тканей, что используется для лечения опухолей методом гипертермии. Выраженный эффект гипертермии достигается при интенсивностях, близких к верхней допустимой границе большинства тканей ($1.5-2 \text{ Вт/см}^2$), поэтому использовать их надо с большой осторожностью, четко фиксируя зону нагрева, используя фокусирующие излучатели.

Кроме физических эффектов, возникающих при взаимодействии УЗ-волн с биообъектами (колебательные движения биообъемов живых тканей, быстропеременные локальные изменения давления, возникновение микропотоков жидкостей и др.), в биотканях возникает и ряд химических эффектов. Так, распад коллоидных агрегатов протоплазмы на более мелкие основные части повышает их химическую активность и интенсифицирует обменные процессы. Деформация структуры сверхбольших белковых молекул так же повышает их химическую активность, повышая их чувствительность к

действию различных ферментов. Кроме этого, действие ультразвука вызывает изменение pH в крови и других биожидкостях в щелочную сторону.

Установлено, что под действием ультразвука производится освобождение биологически активных веществ, что приводит к определенным изменениям в метаболизме отдельных органов и систем организма, а так же в регуляторных процессах.

Метаболические сдвиги происходят по всем основным биохимическим процессам, происходящим в организме, начиная с углеводного обмена и кончая тонкими биохимическими процессами, осуществляемыми различными белковыми структурами. А это, в свою очередь, приводит к сдвигам внутреннего гомеостаза, активизируя процессы регенерации и повышая защитные силы организма на борьбу с патологиями и заболеваниями.

В этом разделе рассмотрены лишь самые общие механизмы взаимодействия ультразвука с биообъектом, необходимые для понимания принципов построения ультразвуковой терапевтической аппаратуры.

13.2. Обобщенная структура аппарата для ультразвуковой терапии

Для проведения УЗ-процедуры очевидными являются наличие высокочастотного генератора и пьезоэлектрических преобразователей, формирующих соответствующие ультразвуковые волны.

Проведение УЗ-процедуры возможно двумя основными способами:

1. При непосредственном контакте УЗ-излучателя с облучаемым участком тела.

2. Косвенным контактом через иммерсионную жидкость, осуществляемым с помощью водяной ванны или водяной подушки (пузыря из тонкой резины, наполненного водой).

При использовании первого способа необходимо исключить наличие воздушной прослойки между излучателем и поверхностью тела, поскольку даже тончайший слой воздуха приведет, практически, к полному отражению УЗ-волны от поверхности тела. Поэтому, перед сеансом поверхность кожи облучаемого участка тщательно смазывается вазелиновым маслом или специальной смазкой на основе парафинов.

При использовании косвенного контакта может использоваться как непрерывный, так и импульсный режим излучения, при неподвижном и подвижном излучателе.

При использовании водяной ванны можно производить облучение как прямым, так и наклонным лучем, что удобно при облучении суставов и участков тела с неровной поверхностью.

Аппараты УЗ-терапии могут быть стационарными и портативными, универсальными и специализированными. Типовая структура терапевтического ультразвукового аппарата представлена на рисунке 13.1.

Автогенератор АГ генерирует в непрерывном режиме колебания УЗ-частоты. Через модулятор М (управляемый ключ) УЗ-колебания передаются на предварительный усилитель ПУ со ступенчатой регулировкой коэффициента усиления и далее, через выходной усилитель, на излучатель ИЗ и индикатор ИНД, показывающий наличие переменного сигнала УЗ-частоты на выходе усилителя. Модулятор управляется генератором импульсов регулируемой длительности ГИ. Все регулировки осуществляются с помощью пульта управления, снабженного процедурными часами ПЧПУ, которые отключают блок питания БП по истечении установленного времени длительности процедуры.

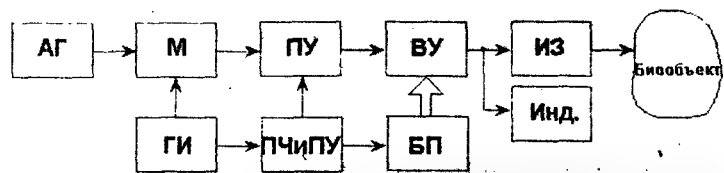


Рисунок 13.1. Структурная схема аппарата ультразвуковой терапии.

Перед сеансом УЗ-терапии производят проверку исправности аппарата. Простейший способ проверки наличия генерации ультразвука состоит в том, что излучатель окунают в стакан с водой и, при наличии колебаний, наблюдают эффект дегазации (выделения пузырьков воздуха). С повышением интенсивности излучения газовыделение возрастает.

Периодически проводят проверку градуировки шкалы интенсивности генерируемого ультразвука. Для этой цели используются специальные измерители мощности ультразвука, например, типа ИМУ-2 (3).

Для предохранения рук оператора от воздействия ультразвука, он должен работать в тонких нитяных перчатках, поверх которых надеты резиновые. Сохраняемый пол слоем резины слой воздуха отражает УЗ-колебания, предохраняя руки от воздействия ультразвука.

В таблице 13.1 приведены некоторые основные характеристики отечественных терапевтических УЗ-аппаратов.

Таблица 13.1.

Тип	Назначение	Раб.частота кГц	Макс.мощн. Вт/см	Эффект. Площадь зонда, см
1	2	3	5	6
Ультразвук Т5	универсальный	880	2	1 и 4
ЛОР-3	отоларингологиче ский	880	1,6	2 и 0,4
УЗТ-31	гинекологический	2640	2,5	2 и 0,5
УЗТ-101	неврологический	880	2,5; 1,25	1 и 4
УЗТ-102	стоматологический	880	2,5	1 и 2
УЗТ 1302	офтальмологический	880	2,5	0,5; 1,0
УЗТ 1305	гастроэнтерология, урология, прокто лог.	880	2,5; 1,25	0,5; 1,0; 4,0

Интересным представляется воздействие ультразвуковыми волнами на биологически активные точки (БАТ), с целью достижения определенных терапевтических эффектов, называемое фонотерапией. Фонотерапия осуществляется с помощью терапевтических УЗ-аппаратов, позволяющих генерировать ультразвук малой интенсивности (0,05 Вт/см в кв) и снабженных излучателями с малой площадью активной поверхности (от 0,2 до 1 см в кв), например, "ЛОР-3", "УЗТ-102", "УЗ-Т10" и др.

13.3. Применение ультразвука в хирургии

Основная идея применения ультразвука в хирургии заключается в сообщении хирургическим инструментам ультразвуковых колебаний, что существенно увеличивает их эффективность, облегчает проведение операций и уменьшает травматические повреждения окружающих тканей. При этом выделяется несколько направлений: ультразвуковое резание мягких тканей; ультразвуковая резка, сверление, трепанация, сварка и наплавка костной ткани; ультразвуковая эндартерэктомия (проведение восстановительных операций на пораженных атеросклерозом крупных сосудах) [73].

Метод ультразвуковой резки мягких тканей основан на том, что на лезвие режущего инструмента, которому хирургом сообщается поступательное

движение. накладываются продольные ультразвуковые колебания с частотой, лежащей в пределах 22 - 44 кГц, с амплитудой не более 45 мкм. Под действием УЗ-колебаний, налагаемых на инструмент, скорость относительных продольных перемещений увеличивается, относительно поступательного перемещения лезвия, в несколько раз. При этом, за счет разрушения под воздействием кавитации клеточной структуры прилегающих к лезвию слоев ткани, сухое трение переходит в полусухое или даже жидкостное. Это приводит к существенному уменьшению как нормального, так и тангенциального усилия резания.

Ультразвуковые колебания возбуждаются магнитостриктором и с помощью концентратора передаются к режущему инструменту. Магнитостриктор изготавливают либо из ферритового броневого цилиндрического магнитопровода, в полость которого закладывается обмотка, либо набирается из Ш - образных пластин из никелевого сплава, на центральный стержень которых наматывается обмотка. При перемагничивании материала возникает явление магнитострикции, вследствие которого продольные размеры стержней колеблются с частотой перемагничивающего тока. Чтобы избежать удвоения частоты механических колебаний сердечник магнитостриктора подмагничивается постоянным током практически до насыщения.

К магнитостриктору приклеивается конически-цилиндрический концентратор. Длина концентратора выбирается равной половине длины волны ультразвука на рабочей частоте. К концентратору, с помощью резьбы, присоединяют сменный инструмент, также имеющий форму полуволнового концентратора, у которого сечение сужается к инструменту по экспоненте. Благодаря уменьшению сечения конической части концентратора и инструмента, и работе их в резонансном режиме происходит усиление амплитуды УЗ-колебаний в несколько раз, при их прохождении от магнитостриктора до режущей части инструмента.

Конструкция акустического узла приведена на рисунке 13.2. Магнитостриктор 1 с приклеенным к нему концентратором 2 образует акустическую головку, которая с помощью демпфирующих резиновых колец 6 закрепляется в цилиндрическом кожухе 4.

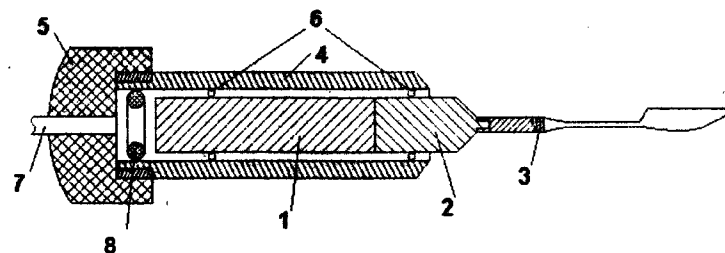


Рисунок. 13.2. Конструкция акустического узла для резки мягких тканей.

Наличие сменных инструментов - насадок 4 различной конфигурации приводит к тому, что их резонансные частоты отличаются друг от друга. Чтобы обеспечить резонансные эффекты используют генератор с подстройкой частоты в диапазоне $\pm 2\%$ от номинальной.

Ручная подстройка осуществляется при смене насадок, для чего соответствующие приборы снабжаются индикаторами резонанса, которые фиксируют максимум тока нагрузки выходного каскада усилителя мощности генератора.

При работе с инструментом, при изменении нагрузки, резонансная частота поддерживается автоматически, схемой автоматической подстройки частоты. На рисунке 13.3 приведена структурная схема хирургического УЗ-аппарата.

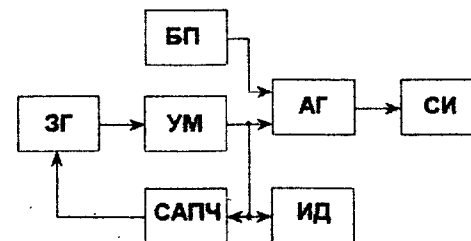


Рисунок. 13.3. Схема УЗ-аппарата с автоматической подстройкой частоты.

При операциях на внутренних органах для удлинения инструмента используют составные многозвеньевые концентраторы, свинчивающиеся между собой.

УЗ-аппараты со структурой рисунка 13.3 могут использоваться не только для резки мягких тканей, но и для их сварки, а также для резки сварки и наплавки костных тканей.

В качестве примера универсальных хирургических УЗ-аппаратов можно назвать аппараты УСКР-7Н, УРСК-2Н, УРСК-18.

На основе использования универсальных аппаратов для ультразвуковой хирургии разработаны методики ультразвуковой обработки поверхности ран, включающих раны послеоперационные, обеспечивающие очистку поверхности ран от некротической и поврежденной ткани, быструю диффузию дезинфицирующих и лекарственных веществ, растворимых в жидкостях, и активизацию защитных и регенерационных возможностей организма.

В таблице 13.2 приведены основные технические характеристики ряда отечественных ультразвуковых хирургических аппаратов.

Таблица 13.2

Тип	Назначение аппарата	Раб. частота	Макс. мощность	Мошн. акуст. головки	Кол-во смен. Инструментов
1	2	3	4	5	6
УРСК-7Н	Универсальный	26,5+-0,5%	250	90 (3гол.)	14 ручн.
УРСК-7НМ	Эндатерэктомия	26,5+-7,5%	250	90 (3гол.)	12 АПИ
УРСК-8Н	Универсальный	24,5+-26,7%	55	40 (1гол.)	14 ручн.
УРСК-18	Универсальный	26,5+-7,5%	55	40 (1гол.)	12 ручн., АПИ
УРСК-18С	Сверление и фрезерование костн. ткани	26,5+-7,5%	55	40 (1гол.)	18
УЗТ-2	Трепанация	22+-7,5%	55	40(1гол.)	3

ГЛАВА 14. СРЕДСТВА ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ

14.1. Принципы получения лазерного излучения и механизмы его взаимодействия с биообъектом

Лазер представляет собой генератор электромагнитных волн в диапазонах ультрафиолетового, видимого и инфракрасного излучений.

Принципы действия лазера основаны на квантово-механических процессах, происходящих в объеме активной рабочей среды излучателя. Известно, что атомные системы могут находиться в различных дискретных энергетических состояниях (квантах). При отсутствии внешнего возбуждения атомная система стремится к состоянию с минимальной внутренней энергией. При внешнем возбуждении атом переходит в состояние с большей энергией, поглощая при этом часть энергии в соответствии с выражением:

$$E_m - E_n = h\nu_{mn}, \quad (14.1)$$

где E_m - энергия возбужденного (конечного) состояния;

E_n - энергия начального состояния;

h - постоянная планка;

ν_{mn} - частота перехода из состояния n в состояние m .

Через некоторое, достаточно малое время, возбужденный атом самопроизвольно переходит в состояние с минимальной энергией, испуская при этом квант света (фотон), с энергией определяемой по формуле 14.1.

При спонтанных переходах атомы испускают кванты света хаотически и практически равномерно по всем направлениям (свечение нагретых тел и др.).

При взаимодействии возбужденного атома с внешним излучением, частота которого соответствует частоте его энергетического перехода, существует вероятность того, что такой переход осуществляется под воздействием внешнего излучения. Эта вероятность увеличивается с ростом интенсивности внешнего возбуждения. Переходы под воздействием внешнего источника излучения называются вынужденными (индуцированными), причем вынужденное излучение позволяет получать когерентное монохроматическое излучение. Обозначим через N_m число атомов с энергией E_m , а через N_n - с энергией E_n . Когда излучение проходит через среду, имеющую разную населенность (N_m и N_n) уровней с энергиями E_m и E_n , оно меняет свою интенсивность, причем, при условии $N_m > N_n$ наблюдается эффект усиления света, за счет энергии возбужденных атомов. Такое состояние среды называют состоянием с инверсной населенностью. Для создания инверсной населенности

с внешним источником возбуждения используют различные способы. Например, в простейшем случае активная среда помещается в оптический резонатор, состоящий из двух взаимно параллельных плоских зеркал, ограничивающих активную среду с двух сторон. Одно из зеркал полупрозрачно и может осуществлять вывод излучения, усиленного активной средой.

Процесс генерации осуществляется следующим образом. Внешний источник создает возбуждение в активной среде, причем, в процессе генерации участвует только то излучение, которое распространяется вдоль резонатора. Это излучение достигает поверхности полностью отражающего зеркала резонатора, отражается от него в активную среду и за счет внутренних переходов усиливается, далее отражается от полупрозрачного зеркала и вновь усиливается активной средой, доходя до непрозрачного зеркала. Такой процесс повторяется многократно, причем часть излучения уходит во внешнюю среду через полупрозрачное зеркало.

Для получения устойчивой генерации необходимо, чтобы усиление излучения в активной среде за двойной переход в резонаторе, было равно или больше полных потерь излучения на этом же пути, включая потери на выход излучения через полупрозрачное зеркало. Выходящее за пределы резонатора излучение, в виде светового пучка, имеет высокую степень направленности, так как активной средой усиливается только излучение параллельное оптической оси резонатора. Полная мощность (энергия) лазерного излучения пропорциональна объему активной среды и мощности источника внешнего возбуждения (накачки) [72].

Лазерный луч с заданными свойствами и геометрией, создается соответствующими оптическими системами, к которым относят резонатор, фокусирующую систему (управляющую оптику) и другие оптические элементы.

Оптическим резонатором называют систему зеркал, расположенных определенным образом, и обеспечивающую увеличение эффективной длины активной среды за счет многократного отражения излучения между зеркалами. В современных оптических резонаторах используются сферические зеркала или комбинации сферических и плоских зеркал.

Оптический резонатор характеризуется двумя обобщенными параметрами:

$$q_1 = 1 - \frac{L}{r_1} \quad \text{и} \quad q_2 = 1 - \frac{L}{r_2}$$

где L - расстояние между зеркалами, r_1 и r_2 - радиус кривизны отражающих поверхностей.

Если выполняется условие $0 < q_1 q_2 < 1$, резонатор называют устойчивым. В таких резонаторах луч света, при многократных отражениях от зеркал, остается вблизи оптической оси. При $-1 < q_1 q_2 < 0$, резонатор называют неустойчивым. В нем после серии отражений выходной луч удаляется от оптической оси.

При условиях $q_1 q_2 = 0$ или $q_1 q_2 = 1$ резонатор находится на границе устойчивости.

В современных лазерных системах используют как устойчивые, так и неустойчивые резонаторы.

Для обеспечения заданных выходных характеристик в лазерных установках применяют различные оптические системы преобразования параметров лазерного излучения.

Например, для управления движением лазерного луча по заданной траектории, можно использовать пару или тройку перемещающихся в пространстве зеркал, вращающиеся линзы. Для обработки кольцевых поверхностей на плоскости используют так называемые аксиконы, выполняемые из прозрачных конусов, с последующей концентрацией энергии с помощью фокусирующих систем. С помощью цилиндрической линзы можно сфокусировать излучение в линию. Лазерное излучение легко регулируется и управляется путем деления его на несколько частей, с помощью простых оптических устройств, например с помощью фокусирующих линз с отверстиями. Для плавной регулировки интенсивности излучения в заданной точке, можно организовать перемещение фокусирующей системы вдоль оси излучения и т.д.

Фокусирующие системы бывают преломляющие (линзы) и отражающие (зеркала). Линзы используют в лазерах с малыми (до 1 кВт) мощностями излучения, а зеркала - при больших мощностях, более 1 кВт. Расчет параметров фокусирующих систем осуществляется на основе положений геометрической оптики.

Более подробно с вопросами построения и проектирования оптических систем лазерных установок можно ознакомиться, например, в [72].

К основным свойствам лазерного излучения относят его монохроматичность, когерентность и направленность.

Монохроматичность излучения определяет диапазон частот или длин волн, который занимает излучение. Степень монохроматичности μ , для спектральной линии с длиной волны или частотой может быть определена по формуле:

$$\mu = \frac{\Delta\lambda}{\lambda_0} = \frac{\Delta\omega}{\omega_0}$$

где $\Delta\lambda$ - ширина оптического спектра, $\Delta\omega$ - ширина частотного спектра. Лазер представляет собой источник монохроматического излучения и может, в большинстве практических приложений, характеризоваться одной длиной волны или одной частотой.

Когерентность лазерного излучения связана с корреляционной характеристикой полей излучения. Если поле образовано в одно и тоже время пространственно разнесенными источниками, говорят о пространственной когерентности. Если поле образовано одним и тем же источником, но рассматривается в различные моменты времени, говорят о временной когерентности.

Если в результате сложения полей результирующая интенсивность I , в какой либо точке, в зависимости от соотношения фаз, лежит в пределах от $(\sqrt{I_1} - \sqrt{I_2})^2$ до $(\sqrt{I_1} + \sqrt{I_2})^2$ говорят, что источники когерентны. Если же результирующая интенсивность определяется простой суммой отдельных интенсивностей, то говорят о некогерентности источников.

Свойство когерентности излучения характеризуется функцией когерентности, которая представляет собой среднее значение по времени от произведения двух компонент электромагнитного поля - амплитуды и фазы - в двух точках поля. Пространственное распределение двух перекрывающихся полей излучения образуют интерференционную картину.

Направленность лазерного излучения характеризуют телесным углом, охватывающим основную часть излучения энергии. Телесный угол в сечении представляет собой конус, поэтому в качестве параметра расхождености выбран плоский угол расхождения потока (угол расхождености). Основная часть энергии сосредоточена в основном лепестке диаграммы, построенной в полярной системе координат. В боковых лепестках интенсивность поля не более 2% от наибольшей интенсивности I_0 .

Параметры излучения лазеров делятся на внутренние и внешние. К основным внутренним параметрам относят: мощность и энергию излучения, распределение мощности и энергии внутри пучка, угловую расхожденость, линейный размер пучка, длину волны излучения, когерентность (пространственную и временную), поляризацию.

При применении энергетических характеристик импульсных лазеров определяют энергию излучения за время длительности импульса, а для лазеров непрерывного действия - мощность излучения.

Энергия импульса определяется из соотношения:

$$E = \int_0^{t_i} p(\tau) d\tau.$$

где $p(\tau)$ - мгновенная мощность излучения в момент времени τ , t_i - длительность импульса.

Средняя мощность в импульсе определяется выражением $P_{cp} = E/t_i$. В импульсно-моделированном излучении лазера средняя мощность определяется выражением:

$$P_{cp} = \frac{1}{T_n} \int_0^{T_n} p(\tau) d\tau.$$

где T_n - период повторения импульсов. В качестве активных сред лазеров используют твердые тела, кристаллические или аморфные материалы с примесями некоторых элементов, жидкости, газы и полупроводниковые материалы.

В качестве твердых сред широко используют рубины с примесью хрома, стекло, иттрийалюминиевый гранат и др.

Средняя мощность твердотельных лазеров ограничивается малыми размерами синтетических кристаллов, низкой их теплопроводностью, большими углами расхождения из-за неоднородности кристаллов.

Процесс генерации в жидкостных лазерах схож с процессом в твердотельных лазерах. Поскольку жидкостная среда более однородна, чем твердый материал, в жидкостных лазерах получают более узкие спектральные потоки.

В качестве источников накачки в жидкостных лазерах используют лазеры на рубине или на неодитовом стекле.

У газовых лазеров активной средой являются чистые газы, смеси нескольких газов или газы в смеси с парами металлов. Такие лазеры способны вызывать наибольшие мощности как в непрерывном, так и в импульсном режиме.

В газовых лазерах возбуждение обеспечивается быстропотекающими химическими реакциями, а в качестве активных сред здесь используются нейтральные атомы, ионы и молекулы газов.

Полупроводниковые инжекционные лазеры или лазерные диоды представляют собой 2-х электродный прибор с p-n переходом. Генерация

когерентного излучения обеспечивается инжекцией носителей заряда при протекании прямого тока через р-п переход. В этих приборах широкое применение находят арсенид галлия и арсенид алюминия. Здесь излучение светодиода многократно проходит через область инверсионной заселенности, отражаясь от противоположных граней кристалла, полученный методом скола. Проход через полупроводниковую активную зону порождает вынужденное когерентное излучение.

Механизмы взаимодействия лазерного излучения с биообъектом носят достаточно сложный комплексный характер и пока еще не получили должного теоретического обоснования. Однако, многочисленные экспериментальные исследования позволяют утверждать о высоком терапевтическом эффекте применения лазеров при целом ряде патологий и в хирургической практике.

В качестве возможной основы воздействия лазерного луча на биообъекты считают его способность изменять состояние атомов и молекул живой ткани и, тем самым, вмешиваться в различные типы атомно-молекулярных взаимодействий. Каждый тип взаимодействий порождает группы связанных состояний, определяющих пространственную структуру макромолекул, а коллективные возбуждения, относящиеся к каждой группе связей, определяют биохимическую активность в соответствии с их пространственным распределением. Поглощенная энергия преобразуется во внутреннюю энергию движения в пределах данной молекулы и это, в свою очередь, приводит к образованию свободных радикалов или специфических форм энергий, с индуцированием изменений в биологических системах, начиная с молекулярного уровня [72]. В силу большой взаимосвязи в строении биообъектов, воздействие лазерным лучом приводит к многообразию возникающих физических эффектов.

В общем случае взаимодействие кванта излучения с биообъектом идет по следующей схеме [72]:

- происходит первичное поглощение квантов молекулами с рождением определенных взаимосвязанных возбуждений;
- происходит утилизация поглощенной энергии в пределах системы макромолекул, которая приводит к миграции и релаксации возбуждений между различными пространственными областями макромолекул;
- изменяются соотношения вероятностей вступления в биохимические реакции, осуществляется блокировка активных центров и другие эффекты;
- возникают физиологические отклики и реакции целостных биосистем на первичное фотобиохимическое раздражение;
- при поглощении излучения в пограничных слоях биообъекта увеличивается концентрация носителей тока и возникает направленное вглубь

электрическое поле, которое способствует транспорту носителей вдоль этого поля и смещению дискретных энергетических уровней элементов биообъекта, относительно их равновесного состояния.

При воздействии на биообъект важное значение имеет степень фокусировки излучения, поскольку даже сфокусированное излучение при прохождении через живые ткани быстро теряет свою интенсивность и уже, например, на глубину 4 см попадает 1-2% от интенсивности на поверхности кожи.

Степень действия излучения сильно зависит от физико-химических и биологических особенностей тканей: интенсивности кровотока через ткани, степени их неоднородности, теплопроводности, коэффициента поглощения излучения и др.

При взаимодействии лазерного излучения с биологическими тканями наблюдаются различные эффекты. Термический эффект, обусловленный селективным поглощением квантов излучения. Возникновение воли сдвигания и упругого удара в среде. Возникновение мощных электромагнитных полей, сопровождающих, в ряде случаев, лазерное излучение. Возникновение оптических эффектов, с учетом оптических свойств самой среды. При воздействии на биологическую ткань сфокусированного высокоинтенсивного излучения происходит рассеивание тканей. Морфологическим проявлением изменений, лежащих в основе этого рассеивания, является коагуляционный термический некроз подвергнутых компрессии тканей, с образованием по краю разреза пленки из коагулированных тканевых и клеточных элементов, соединяющих на одном уровне все анатомические слои органа. Ширина зоны коагуляционного некроза на краю рассекаемых тканей находится в пределах 1-2 мм, которую можно уменьшить до 30 мкм, при увеличении количества жидкостей в рассекаемых тканях или путем применения специальной лазерной аппаратуры. Следует иметь в виду, что высокое содержание жидкостей в биотканях может приводить к значительным термическим эффектам, особенно при использовании сфокусированного красного и инфракрасного излучения.

По биологическому действию лазеры делятся на два типа: лазеры стимуляторы с низкоинтенсивным излучением (гелий-неоновые, аргоновые, углекислотные, рубиновые и др.); лазеры - коагуляторы, ингибиторы с высокоэффективным излучением (неодимовые, углекислотные, полупроводниковые и др.).

Оба типа лазеров широко применяются в физиотерапии, хирургии, оториноларингологии, офтальмологии, онкологии, стоматологии, гинекологии, ортопедии, травматологии, урологии, дерматологии и др. В таблице 14.1

приведены основные характеристики ряда отечественных лазерных медицинских установок.

Таблица 14.1. Основные характеристики медицинских лазерных установок

Установка	Длина волны излуч. мкм	Актив. Среда	Режим раб. мощн. Вт энерг. Дж	Область применения
1	2	3	4	5
Скальпель 1	10.6	CO ₂	непрерывн. 20 Вт	абдоминальная и кожнопластическая хирургия
Ромашка-2	10.6	CO ₂	непрерывн. 15 Вт	микрохирургия, отоларингология, гинекология, пластическая хирургия
Радуга-1	1.06	АИГ-Nd	импульсн. 80 Вт	хирургия, эндоскопия
ЛГМ 2	10.6	CO ₂	непрерывн. 100 Вт	хирургия, онкология
АФЛ	0.63	He-Ne	непрерывн. 20 мВт	диагностика, физиотерапия
УФЛ	0.63	He-Ne	непрерывн. 20 мВт	физиотерапия
Узор	0.89	Ga As	импульсн. 2-12 Дж	физиотерапия
Диагноз-2	0.63	He-Ne	непрерывн. 1 мВт	электролазерная пунктура.

Среди основных требований, предъявляемых к медицинской лазерной технике можно выделить следующие:

- высокая надежность работы и удобство ее эксплуатации;
- универсальность;
- совмещение в одной установке источников с различными длинами волн и режимами работ;
- автоматическое и программное управление режимами работы на основе использования микропроцессорной техники;
- использование принципов фотометрического контроля;

- обеспечение автономности питания, системы охлаждения, автоматизированной проверки готовности к работе.

Для получения направленного отклика биосистем на излучения необходимо обеспечивать точный подбор частоты излучения и режима интенсивности в соответствии с особенностями макромолекул и пространственных участков, ответственных за отдельные этапы биопроцессов.

Измерители мощности и энергии лазерного излучения по принципу действия делятся на приборы поглотительного типа и измерители проходящей энергии. К приборам поглотительного типа относят, например, калориметрические и фотоэлектрические устройства. Приборы-измерители проходящей энергии основаны на явлениях нелинейной поляризации кристаллов под действием излучения лазеров. При использовании направленных ответвителей, измерение проходящей энергии и мощности можно проводить приборами поглотительного типа.

Калориметрические методы измерения мощности и энергии излучения лазеров основаны на преобразовании энергии когерентного излучения в тепловую энергию. Увеличение температуры можно регистрировать непосредственно или измерять косвенно через измерение давления, объема и других характеристик поглотителя.

В качестве преобразователей энергии излучения в теплоту могут быть использованы твердые поглотители типа абсолютно черного тела (сферические, конусные, клиновидные и т.д.). Величина поглощенной энергии оценивается по изменению температуры. Для постоянно действующей мощности P_0 , с начальным условием $T(0)=0$, изменение температуры калориметра описывается уравнением [72]:

$$T(\tau) = \frac{\epsilon P_0}{a} \left(1 - \exp\left(-\frac{\tau}{\tau_n}\right) \right),$$

где ϵ - коэффициент поглощения нагрузки;

$\tau_n = c/a$ - постоянная времени нагрузки;

c - теплоемкость материала нагрузки;

τ - текущий момент измерения.

Фотоэлектрический метод основан на использовании в качестве приемников излучения вакуумных фотоэлементов и фотоумножителей, и сводится к измерению разряда под действием излучения заранее заряженной емкости, и перепада напряжения на емкости до начала действия импульса и после его окончания, с учетом чувствительности фотоприемника.

14.2. Терапевтические лазерные приборы

В физиотерапевтической практике накоплен большой опыт применения лазерных излучений малой интенсивности (низкоэнергетические лазерные излучатели - НЛИ) для лечения различных заболеваний, причем, методики лечения в основном формировались по принципу воздействия излучения на очаг поражения: трофические язвы, эрозии слизистых, болевые точки и т.д.

Для лечебных целей используются в основном низкоэнергетические лазерные излучатели интенсивностью 1-30 мВт/см² 520, при длительности воздействия до 5 мин при одном поле, и суммарной продолжительностью до 25 мин при среднем числе процедур - до 14. Доза облучения за процедуру, как правило не более 40 Дж. В качестве источников НЛИ красного (0,6 мкм) и ближнего ИК (0,9 мкм) диапазонов излучения могут использоваться лазеры с активными средами из смеси He-Ne и полупроводникового арсенида галлия.

В качестве примера для физиотерапии рассмотрим технические характеристики и состав установки УФЛ-1. Установка создана на базе He-Ne лазера, типа ЛГ-75 с зеркально-линзовым световодом. В установке имеется измеритель мощности, реле времени для автоматического отключения излучения, дискретный ослабитель излучения для изменения плотности мощности. Излучение к объекту подводят с помощью зеркального световода, имеющего различные сменные наконечники, позволяющие подводить световой поток к различным участкам биообъекта, а так же изменять плотность мощности и пятно фокусировки излучения.

В качестве второго примера можно привести аппарат АПЛ-1, предназначенный для проведения рефлексотерапии, для лечения невралгий тройничного нерва, глоссарий и т.д. Аппарат выполнен на базе HeNe-лазера и имеет следующие технические характеристики:

- длина волны излучения = 0,63 мкм;
- диапазон регулирования мощности на выходе световода 0,1-0,6 мВт;
- диаметр пятна излучения на выходе световода 1,5 мм;
- диапазон дозировки тока 10-100 мкА диапазон регулирования частоты модуляции мощности излучения 0,2 - 6000 Гц;
- глубина модуляции мощности излучения не менее 50%;
- время воздействия 1 - 100 с - средний ресурс 5000 часов;
- масса 10 кг.

Конструктивно аппарат выполнен в настольном варианте. Излучение подводится к биообъекту с помощью многоволоконного световода, длиной 2000 мм, при диаметре рабочей зоны 3 мм. Для установки экспозиции используется

реле времени и оптический затвор. Прибор укомплектован специальной системой поиска биологически активных точек.

Современные лазерные физиотерапевтические системы широко используют средства вычислительной техники, включая микропроцессоры, микроконтроллеры и ПЭВМ. Из отечественных систем в качестве таких примеров могут служить лазерные сканеры, совместной разработки СП "Скала" (Санкт-Петербург) и лаборатории сканирующих устройств ЛТД (Украина), например, сканер медицинский лазерный физиотерапевтический СМ-1 Кобра (см. рисунок 14.1)

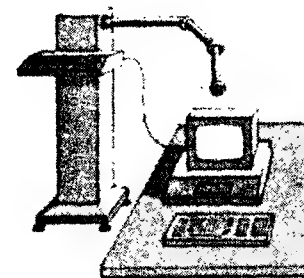


Рисунок 14.1. Сканер медицинский лазерный физиотерапевтический СМ-1 Кобра.

СМ-1 Кобра представляет собой программируемую систему управления лазерным лучом в пространстве по заданной программе, созданную на основе внедрения достижений в области оптико-электронной технологии и вычислительной техники.

Применение сканера медицинского СМ-1 расширяет функциональные возможности указанных установок и повышает эффективность физиотерапевтического и психофизиологического воздействия лазерного излучения за счет использования всей энергии сфокусированного лазерного луча в каждой точке сканируемой поверхности тела в данный момент времени.

Сканер медицинский обеспечивает дозированное облучение сфокусированным лазерным лучом различных участков поверхности тела в фиксированных режимах:

- однокоординатной развертки в направлении оси X;
- однокоординатной развертки в направлении оси Y;

- двухкоординатной X-Y развертки с медленным перемещением строки в направлении оси X;
- двухкоординатной X-Y развертки с медленным перемещением строки в направлении оси Y;
- двухкоординатной X-Y развертки с медленным преобразованием окружности в линию;
- двухкоординатной X-Y пульсирующей развертки с быстрым преобразованием окружности в линию;
- двухкоординатной X-Y развертки с медленным преобразованием фигур Лиссажу;
- двухкоординатной X-Y пульсирующей развертки с быстрым преобразованием фигур Лиссажу;
- двухкоординатной X-Y растровой развертки.

Сканер медицинский СМ-1 обеспечивает дозированное облучение сфокусированным лазерным лучом различных участков поверхности тела по закону, устанавливаемому медицинским специалистом индивидуально для каждого пациента в соответствии с биофизиологическим состоянием организма.

Включение требуемого режима работы осуществляется набором соответствующего кода на клавиатуре пульта управления. В каждом коде зашифрована информация о номере режима работы, амплитуде угла отклонения, частотах строчной и кадровой разверток и длительности режима. Коррекция отдельных параметров режимов производится на основе методических рекомендаций по пользованию сканером медицинским. Момент времени окончания процедуры (режима) сопровождается акустическим сигналом.

Благодаря использованию низковольтной (до 15В) оптико-электронной аппаратуры и средств вычислительной техники сканер медицинский СМ-1 соответствует жестким медико-техническим требованиям ГОСТ 15.013-86 на медицинские изделия.

Основные технические данные:

- Длина волны сканируемого излучения – 0,6328 мкм;
- Количество направлений (координат) развертки – 2;
- Диапазон автоматической выдержки времени облучения в одном режиме работы – 0...1800с;
- Количество режимов вызываемых последовательно автоматически – 100;
- Время установления рабочего режима – 2 мин.

Применение гибких моноволоконных световодов позволяет подводить лазерное излучение практически к любому полному органу и осуществлять высокоэффективное бескровное лечение. В качестве прибора, используемого для лечения полых внутренних органов, рассмотрим аппарат типа Cilas YM-101,

созданный на базе АИГ-Nd-лазера, с излучением $\lambda = 1,06 \text{ мкм}$. Гибкий лазерный катетер установки содержит гибкий моноволоконный световод, типа кварц-полимер, с диаметром световедущего кварцевого сердечника 0,6 мм и с наружным диаметром защитного слоя полимерной оболочки 1 мм. Моноволокнистый световод помещен в полую фторопластовую трубку с диаметром 2,1 мм, которая обеспечивает возможность подачи газа в зазор между ее внутренней стенкой и оболочкой световода. Распространяясь по фторопластовой трубке к выходному концу лазерного катетера, где установлено сопло для распыления, газ обеспечивает охлаждение оконечной части моноволоконного световода при передаче по нему мощного лазерного излучения, а также очищение объекта лазерной обработки от крови и других жидкостей, которые могут создавать помехи для лазерного луча или деятельности хирурга. Подачу газа осуществляют от источника сжатого газа - баллона или магистрального газопровода.

В установке предусмотрены два режима подачи газа в лазерный катетер: дежурный без излучения с малым расходом газа и форсированный в момент облучения объекта с увеличенным расходом газа. Узел ввода излучения содержит линзу, фокусирующую излучение лазера на входной торец моноволоконного световода. Выходной конец лазерного катетера свободно свисает с трубчатого элемента, консольно и горизонтально подсоединенного к телескопическому держателю. В аппарате используются два лазера: основной мощный АИГ-Nd и He-Ne лазер. Излучение подсветки He-Ne лазера можно использовать для визуализации основного невидимого АИГ-Nd лазера. Мощный лазер охлаждают с помощью автономной системы охлаждения. Наличие жидкости в металле охлаждения индуцируется специальной лампочкой на пульте управления. Наличие газа проверяется по показанию входного манометра, установленного на постовом редукторе. Включение и выключение установки осуществляется с пульта управления, с помощью которого выбирается соответствующий режим работы. Доза и количество облучения индицируются на специальном цифровом табло.

В офтальмологической практике лазеры применяются как для лечения, реабилитации и диагностики глазных болезней, так и для проведения хирургических операций. Так, например, для терапевтических целей разработан сканер медицинский лазерный офтальмологический терапевтический СМ-5 ЛОТ CORNEA, представляющий собой оптико-электронную установку, обеспечивающую формирование в поле зрения глаза (глаз) пациента структурированного когерентного изображения (лазерного дисплея), изменяющегося по заданной программе. Сканер предназначен для оснащения офтальмологических кабинетов поликлиник и больниц для лечения,

реабилитации и диагностики зрительных органов. Показания к применению: косоглазие, астигматизм, нистагм, амблиопия, катаракта, скотомы, диплопия.

Конструктивно сканер медицинский CM-5 LOT CORNEA выполнен в виде двух перемещаемых один относительно другого столиков: офтальмологического с приспособлением для фиксации головы и диффузно пропускающим экраном и столика врача с лазерным формирователем статических и динамических символов, и возможностью изменения цветового фона (см. рисунок 14.2).

Сканер медицинский CM-5 LOT CORNEA обеспечивает работу в двух режимах, отличающихся расстоянием от глаз пациента до лазерного дисплея:

- в режиме "чтения", при котором лазерный дисплей формируется на диффузно пропускающем экране офтальмологического столика;
- в режиме естественного наблюдения, при котором лазерный дисплей больших размеров формируется на диффузно отражающем экране, расположенном в нескольких метрах от пациента.

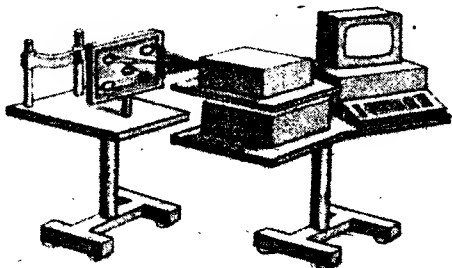


Рисунок 14.2. Сканер CM5 LOT CORENEA.

Сканер обеспечивает: - формирование на диффузно отражающем и пропускающем экранах характерных фигур, концентрирующих внимание пациента и "привязывающих" к себе органы зрения;

- периодическое перемещение характерных фигур в поле зрения пациента по координате X, с возможностью регулирования частоты перемещения;
- периодическое перемещение характерных фигур по координате Y, с возможностью регулировки частоты перемещения;
- двухкоординатное периодическое перемещение характерных фигур в верхних и нижних частях поля зрения пациента по рекомендации врача;
- пульсирующее появление фигур в различных точках поля зрения, координаты которых программируются.

Различные законы сканирования (сеансы) могут быть вызваны в определенной последовательности из постоянной памяти или же сформированы набором соответствующего кода на клавиатуре пульта управления. В каждом коде зашифрована информация о номере режима работы, амплитуде угла отклонения, частотах строчной и кадровой разверток и длительности режима. Момент времени окончания процедуры (режима) сопровождается акустическим сигналом.

Технические средства сканера CORNEA соответствуют медико-техническим требованиям ГОСТ 15.013-86 на медицинские изделия.

Основные технические данные:

Длина волны сканируемого излучения - 0,6328 мкм;

Количество направлений (координат) развертки - 2;

Диапазон времени облучения в одном режиме работы - 0...1800 с;

Количество режимов в ПЗУ, - 150 Количество режимов вызываемых из ОЗУ - неограничено;

Время установления рабочего режима - 2 мин.

Другой сканер медицинский лазерный офтальмологический терапевтический CM-4 LOT RETINA представляет собой стационарную, компьютеризированную лечебно-диагностическую установку, обеспечивающую исследование и лечение зрительных органов дозированным когерентным излучением лазера, управляемым во времени и пространстве по заданной программе. Сканер CM-4 LOT RETINA предназначен для оснащения офтальмологических отделений больницы и клиник с целью лечения и диагностики глазных болезней. Конструктивно он выполнен в виде источника когерентного излучения, сканирующего устройства, электронной компьютеризированной системы управления и целевой лампы базовой модели. Источник когерентного излучения соединен с оптической системой целевой лампы на офтальмологическом столике.

Сканер медицинский CM-4 LOT RETINA обеспечивает работу в двух режимах:

- офтальмоскопия глаза;
- воздействие лазерным излучением с целью лечения и реабилитации.

Основные области применения:

- исследование и диагностика органов зрения;
- терапия и стимуляция сетчатки глаза;
- воздействие на наружную оболочку;
- реабилитация органов зрения.

CM-4 LOT RETINA обеспечивает реализацию следующих возможностей:

- однокоординатное перемещение лазерного луча по оси X;
- однокоординатное перемещение лазерного луча по оси Y;
- двухкоординатное перемещение лазерного луча по осям X-Y;
- дозированное изменение мощности воздействующего лазерного излучения;
- выбор времени воздействия;
- изменение размера лазерного пятна.

Различные законы сканирования могут быть вызваны в нужной последовательности из постоянной памяти или же сформированы набором соответствующего кода на клавиатуре пульта управления.

Технические средства сканера RETINA соответствуют медико-техническим требованиям ГОСТ 15.013-86 на медицинские исследования.

Основные технические данные:

Длина волны сканируемого излучения - 0,6328 мкм;

Количество направлений (координат) развертки - 2;

Диапазон времени облучения в одном режиме - 0...1800 с;

Количество режимов ПЗУ - 150;

Количество режимов, вызываемых из ОЗУ - неограничено

Время установления рабочего режима - 2 мин.

Здесь рассмотрены лишь некоторые варианты построения и области применения лазерных терапевтических аппаратов. Другую информацию можно найти в соответствующей литературе, например, в [72] и в технических описаниях на конкретные изделия.

14.3. Хирургические лазерные приборы

Использование лазерного луча для проведения хирургических операций создает ряд преимуществ перед другими подходами (классический скальпель, электронож, криохирургические аппараты, плазменный скальпель, и др.) [72]. Отличие его заключается в том, что:

- отсутствует контакт разрезаемой ткани с режущим инструментом, что обеспечивает высокую степень асептичности;
- зона термического ожога во много раз меньше чем у плазменного скальпеля;
- раны заживают без лейкоцитарной инфильтрации, что ускоряет процессы регенерации;
- лазерный луч обладает выраженными гомеостатическими свойствами;
- лазерный луч создает хороший коагуляционный эффект применительно к мелким кровеносным сосудам, желчевыводящим протокам и протокам поджелудочной железы.

Эти и другие особенности лазерного излучения делают лазерные хирургические инструменты эффективными и перспективными в различных медицинских приложениях.

В хирургии, в качестве лазерного скальпеля широко используется излучение CO_2 -лазера с длиной волны 10,6 мкм, работающего в импульсном и непрерывном режимах с мощностью до 100 Вт. Механизм действия лазерного скальпеля заключается в нагреве биоткани за счет сильного поглощения излучения. В зависимости от плотности и мощности излучения воздействие проявляется в эффектах разреза или поверхностной коагуляции биоткани.

Разрез биоткани осуществляется сфокусированным излучением за счет послонного испарения биоткани, при объемной плоскости излучения в несколько сотен киловатт на 1 см^2 .

Поверхностная коагуляция достигается воздействием на биоткань расфокусированным излучением, при объемных плотностях излучения в несколько сотен ватт на 1 см^2 . При разрезе, вначале происходит разложение биоткани с испарением жидкой фазы и карбонизацией твердой фазы. Полная карбонизация тканей наблюдается в интервале температур 200-250°C. Карбонизированный каркас биоткани существует до температур 400-450°C и при дальнейшем повышении температуры выгорает. Для повышения глубины проникновения в биоткань используют излучение АИГ-Nd-лазера, с длиной волны 1,06 мкм, который обладает на порядок большей глубиной проникновения чем CO -лазер, что благоприятно сказывается при коагуляции больших кровеносных сосудов, при больших кровотечениях, а так же при разрушении глубоколежащих опухолей.

В лазерных хирургических установках подвод излучения к биотканям осуществляется с помощью световодов двух типов. С помощью шарниров, соединяющих поворотные зеркала и с помощью гибких диэлектрических моноволокон. Гибкие световоды позволяют подвести лазерное излучение к любому внутреннему органу.

В качестве примера реализации лазерной хирургической установки рассмотрим лазерную установку "Ромашка-2", которая предназначена для выпаривания, коагуляции и препаровки тонких биоструктур в поверхностных и глубоких операционных полях сфокусированным излучением углекислотного лазера при манипуляциях излучением в поле зрения операционного микроскопа и без него.

В настоящее время наиболее широкое применение установка нашла в гинекологии и отоларингологии.

Установка имеет 2 режима работы (ручной и автоматический) и может использоваться как хирургический скальпель и как микрохирургический скальпель с устройством управления лучом.

При работе с микроскопом наведение на объект облучения невидимого излучения углекислотного лазера осуществляется по пятну совмещенного с ним видимого излучения гелий-неонового лазера.

Техническая характеристика:

Длина волны основного лазерного излучения - 10,6 мкм;

Мощность основного лазерного излучения - не менее 15 Вт;

Диаметр сфокусированного пятна основного лазерного излучения, не более 1,5 мм;

Длина волны излучения подсветки - 0,63 мкм;

Размер операционного поля при работе установки в режиме хирургического скальпеля - 300x500x500 мм;

Время экспозиции при автоматическом режиме работы (с шагом 0,1с) - 0,1 - 9,9с;

Электрическая мощность потребляемая установкой - 1,4 кВт;

Питание от сети переменного однофазового тока: напряжение - 220 В, частота - 50 Гц;

Масса установки - 250 кг.

Установка "Ромашка-2" (рисунк 14.3) состоит из двух блоков: лазерно-оптического блока (ЛОБ) и дымоотсосного устройства.

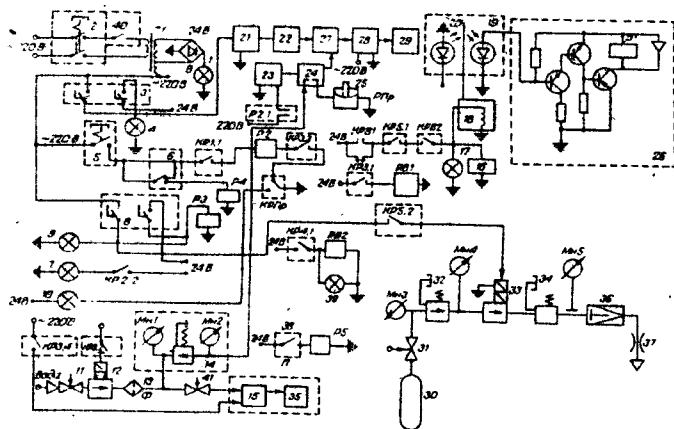


Рисунок 14.3. Функциональная система установки «Ромашка - 2».

1 - индикатор "Сеть"; 2 - переключатель "Сеть"; 3 - переключатель "Луч"; 4 - индикатор "Луч"; 5 - переключатель "Высокое"; 6 - кнопка "Автомат-Ручное"; 7 - индикатор "Высокое"; 8 - переключатель "Газ"; 9 - индикатор "Газ"; 10 - индикатор "Нет воды"; 11 - запорный вентиль; 12 - электромагнитный запорный вентиль; 13 - фильтр водяной; 14 - редукционный клапан; 15 - запорный вентиль; 16 - прибор наработки (моточасы); 17 - индикатор "Излучение"; 18 - электромагнит заслонки; 19 - оптопара; 20 - заслонка; 21 - источник питания гелий-неонового лазера (ГНЛ); 22 - излучатель ГНЛ; 23 - источник питания углекислотного лазера; 24 - излучатель углекислотного лазера; 25 - реле протока; 26 - блокировка; 27 - светопровод; 28 - кольпоскоп; 29 - биоткань; 30 - баллон с сжатым газом (азотом); 31 - запорный вентиль; 32 - редуктор; 33 - электромагнитный запорный вентиль; 34 - стабилизатор давления; 35 - приемное сопло дымоотсосного устройства; 36 - расходомер ротаметрического типа; 37 - дроссель; 38 - педаль; 39 - индикатор автоматического режима; 40 - контакт электроблокировки крышек корпуса; 41 - запорный вентиль; КР1.1 - нормально открытый контакт; КР2.2, КР3.1, КР3.2, КР3.3, КР3.4, КР5.1, КР5.2 - контакты; КРПр - контакт реле протока; Мн1, Мн2, Мн3, Мн4, Мн5 - манометры; Т1 - разделительный трансформатор; Р1, Р2, Р3, Р4, Р5 - реле; РВ1, РВ2 - реле времени.

Лазерно-оптический блок содержит излучатель углекислотного лазера 24 с источником питания 23, излучатель гелий-неонового лазера 22 с источником питания 21, выполняющий роль световой указки, светопровод 27 и соединенный с ним кольпоскоп 28, устройства управления и охлаждения установкой. Устройство управления содержит органы индикации и управления, вынесенные на пульт управления установкой. Они включают: индикатор "Сеть" 1, индикатор "Луч" 4, переключатель "Высокое" 5, кнопку "Автомат-Ручное" 6, индикатор "Высокое" 7, переключатель "Газ" 8, индикатор "Газ" 9, индикатор "Нет воды" 10, индикатор автоматического режима 39, реле времени РВ2, определяющее величину экспозиции в автоматическом режиме в пределах 0,1 - 10 с. Конструктивно кнопки "Луч", "Газ", "Автомат" объединены с соответствующими индикаторами.

В состав устройства управления установки входят также прибор наработки 16, обеспечивающий объективный контроль за гарантийной наработкой установки "Ромашка-2", а также определение других характеристик ее надежности; 5 реле (Р1, Р2, Р3, Р4, Р5) с соответствующими контактными группами, реле времени РВ1, обеспечивающее опережающий запуск дымоотсосного устройства по сравнению с включением углекислотного

излучателя, что позволяет утилизировать первые порции продуктов лазерной обработки.

На передней стенке установки, выше пульта управления, располагается индикатор "Излучение" 17. Излучение углекислотного и гелий-неонового излучателя перекрывается заслонкой 20, приводимой в действие электромагнитом 18, а контроль исправности срабатывания заслонки обеспечивается оптопарой 19 и блокировкой 26 (нормально открытый контакт КР 1.1, который заведен в цепь питания контактора Р2).

Установка оснащена дистанционным управлением с помощью педали 38. Электробезопасность установки обеспечивается контактом 40, электроблокировки крышек корпуса, введением в схему разделительного трансформатора Т1 и "занулением" корпусов электромагнитных вентиляй.

Охлаждение углекислотного излучателя осуществляется водой обратного или централизованного водоснабжения. Система охлаждения углекислотного излучателя состоит из запорного вентиля 11, электромагнитного запорного вентиля 12, фильтра водяного 13, редукционного клапана 14, рубашки охлаждения углекислотного лазера 24, реле протока 25. С помощью запорного вентиля 41 предусмотрена возможность включения гидравлического устройства отсоса.

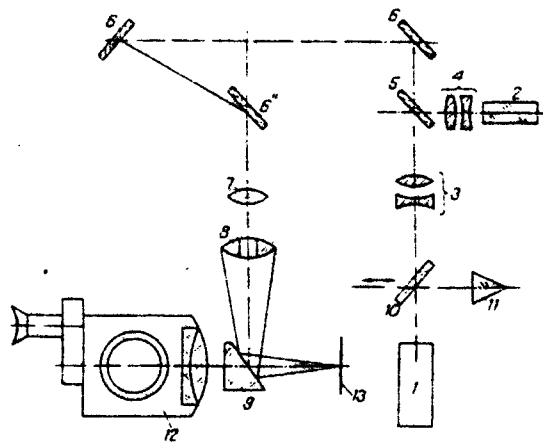


Рисунок 14.4. Оптическая схема установки.

Конструктивно, элементы гидравлической схемы 11, 12, 13, 14, 4) расположены на подводящем к ЛОБ трубопроводе. В установку введено пневматическое устройство, обеспечивающее возможность охлаждения биоткани и различного хирургического инструмента азотом. Пневматическое устройство содержит баллон 30 с сжатым газом (азотом), запорным ventилем 31 и редуктором 32, запорный ventиль 33, стабилизатор давления 34, расходомер ротаметрического типа 36 и дроссель 37.

Дымоотсосное устройство состоит из электропылесоса или гидравлического устройства разрежения 15 и приемного сопла дымоотсосного устройства 35.

Работа установки в ручном режиме производится следующим образом. При включении переключателя "Сеть" 2 и установке переключателя 6 "Автоматический режим" (индикатор 39 не горит) в ручной режим (предполагается, что электроблокировка исправна, т.е. контакт 40 замкнут) напряжение 24 и 220 В через разделительный трансформатор Т1 подается на устройство управления, загорается индикатор 1 "Сеть", встает под питание катушка реле Р3, которая своими контактами КР3.1, КР3.2, КР3.3, КР3.4 соответственно включает электромагнитное реле времени РВ1, электромагнитный запорный ventиль 12, подготавливает цепь питания пускателя Р2 и запускает дымоотсосное устройство 15.

В систему охлаждения излучателя углекислотного лазера поступает вода из системы водоснабжения. В случае исправности системы охлаждения контакт реле протока КРПр займет положение, указанное на рис. 14.3.

При нажатии переключателя 1 "Луч" включается прицельный гелий-неоновый лазер. По истечении времени выдержки, определяемого реле РВ1, замыкается его нормально открытый контакт КРВ1 и подготавливается цепь питания электромагнита заслонки 18.

При нажатии переключателя 5 "Высокое" и педали 38 встает под питание реле Р5 и своими контактами КР5.1 и КР5.2 включает соответственно электромагнит заслонки 18, прибор наработки (моточасы) 16, индикатор "Излучение" 17, электромагнитный запорный ventиль 33 и в случае, если охлаждение инструмента через редукционный клапан 32, электромагнитный запорный ventиль 33, стабилизатор давления 34, ротаметрический расходомер 36 и дроссель 37. При этом заслонка 20 открывается, сопротивление фотодиода оптопары 19 уменьшается, встает под питание реле Р1, замыкается нормально открытый контакт КР1.1, включается пускатель Р2, замыкая питание и включая

своими контактами КР2.2 соответственно углекислотный лазер и индикатор "Высокое" 7.

В случае неисправности заслонки и системы охлаждения контакты КР1.4 и КРПр в цепи питания пускателя Р2 будут разомкнуты и питание на Р2 и на углекислотный лазер не будет подаваться.

Для включения установки "Ромашка-2" в автоматический режим переключатель 6 устанавливается в положение "Автомат" (нажимается кнопка переключателя 6) и выставляется время экспозиции реле РВ2.

Манипуляции с остальными органами управления аналогичны тем, что применяются в ручном режиме.

Оптическая схема установки представлена на рисунке 14.4. Установка включает лазерный излучатель энергетического канала 1, лазерный излучатель канала визуализации 2, телескопы 3, 4, светоделительную пластину 5, металлические зеркала 6, 6', 6'', линзы 7, 8, металлическое клиновидное зеркало 9, заслонку 10, поглотитель 11 и операционный микроскоп 12. Излучатель 1 генерирует излучение с $\lambda=10.6$ мкм, излучатель 2 генерирует излучение с $\lambda=0.63$ мкм. В соответствии с оптической схемой излучение излучателя 1 проходит телескоп 3, светоделительную пластину 5 и отражается зеркалами 6, 6', 6'' на фокусирующую линзу 8. Клиновидное зеркало 9 направляет сфокусированное линзой 8 излучение на облучаемую биоткань 13.

Видимое излучение излучателя 2 проходит телескоп 4 и попадает на светоделительную пластину 5, где осуществляется соамещение излучений излучателей 1 и 2. Далее излучение излучателя 2 распространяется в том же направлении, что и излучение излучателя 1.

Клиновидное зеркало 9 расположено вблизи объектива микроскопа 12, между его каналами визуального наблюдения. Это обеспечивает возможность наведения излучения на биоткань под контролем микроскопа.

Для одновременного пропускания излучения и $\lambda=0.63$ мкм и $\lambda=10.6$ мкм, фокусирующая оптика выполнена из двух линз 7, 8. Линза 7 выполнена из стекла марки К-8, пропускающего излучение только с 710 ± 0.63 мкм. Линза 8 выполнена из германия, эффективно пропускающего излучение с $\lambda=10.6$ мкм, но не пропускающего видимое излучение. Центральная область линзы 8 имеет сквозное отверстие, перекрываемое линзой 7. Такая составная линза обеспечивает пропускание видимого излучения подсветки и ИК-излучения углекислотного лазера.

ГЛАВА 15. МЕТОДОЛОГИЯ КОМБИНИРОВАННОГО ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

Предлагаемый раздел написан по материалам [74], в которых делается попытка построения математической модели рационального многопараметрического физиотерапевтического воздействия на организм человека, с целью достижения наилучших лечебных результатов.

Механизмы ответа систем организма на инвазию разнообразны, а исследуемые показатели многочисленны. Тем не менее, существуют наиболее общие закономерности, свойственные эффекту на любом рассматриваемом уровне. Предлагаемый в одной из работ метод основывается на обобщении известных биологических теоретических постулатов, с последующей разработкой концептуально-логической и математической модели ответа организма на воздействие нескольких внешних факторов возрастающей интенсивности.

Организм - это сложная система специализированных взаимодействующих систем (подсистем). В зависимости от типа и силы воздействия в определенных тканях и органах происходят ответные изменения, качественные особенности и величина которых детерминированы свойствами внешнего фактора. Однако, несмотря на разнообразие реакций, динамике зависимости доза-эффект присущи некоторые общие закономерности.

1. Любая реакция, используемая для оценки эффекта, и соответственно показатели, характеризующие эту реакцию (ингредиенты внутренней среды организма, электрофизиологические параметры и т.п.), до начала воздействия внешнего фактора находятся в состоянии равновесия. Следовательно, независимо от качественных особенностей исследуемого показателя существует некоторый базовый уровень, которому соответствует нулевой биологический эффект.

2. Кинетика нарастания эффекта определяется параметрами воздействующего фактора, а также особенностями исследуемого биологического показателя. Графическое описание рассматриваемого кинетического процесса представляет собой классическую S-образную кривую, математическим выражением которой является логистическая функция, или уравнение Ферхюльста:

$$a_1 Y = \frac{a_1}{1 + \exp(a_2 + a_3 x)}$$

где a_1, a_2, a_3 - коэффициенты регрессии.

3. любой показатель, характеризующий состояние организма или отдельной его системы, не может изменяться бесконечно и всегда имеет предел.

4. Следующее постулируемое положение включает в себя фрагмент известной модели реакции систем организма на внешние воздействия, а именно снижение показателей активности систем конкретного уровня после достижения максимума, вследствие истощения компенсаторных возможностей.

5. При комбинации двух факторов зависимость между их дозами наиболее полно описывается показательной функцией вида:

$$Y = c_1 x^{c_2},$$

где c_1, c_2 - коэффициенты регрессии.

Если коэффициент c_2 положительный, то факторы - синергисты. При отрицательных значениях c_2 факторы оказывают противоположное действие на оцениваемый эффект.

Математическая модель для комбинированного действия двух и более факторов построена путем преобразования основного дифференциального уравнения теории борьбы за существование В. Вольтерра, с учетом изложенных выше положений.

$$n \delta U \sum_{k=1}^n A(x_k) \frac{\delta U}{\delta x_k} = B(x) U (U_0 - U)$$

где $x = (x_1, \dots, x_n)$ - факторы, влияющие на процесс; n - число факторов; U - реакция биообъекта на изменение x_k - факторов; U_0 - максимальное значение U - реакции; $A_k(x)$, $B(x)$ - идентифицируемые функции.

Решение этого уравнения дает математическое выражение для многомерной модели доза... доза-эффект и представимо в виде функциональной зависимости:

$$U_x = \frac{U_0}{1 + e^{V(x)}}$$

$$V(x) = a_0 + \sum_{k=1}^n a_k x_k + \sum_{k=1}^{n(n-1)/2} b_k x_k^2 + \sum_{k=1}^n c_k x_{k1} x_{k2} + \dots$$

где $k_1 < k_2$, $k_2 = 1, \dots, n-1$, $k_2 = 2, \dots, n$, $d^* s_k < -1$, $e_k > 0$, $h_k =$

Математическая модель зависимости доза-эффект реализована в специально разработанной программе, которая обеспечивает решение прикладных задач статистического и имитационного моделирования, а также нелинейно-параметрической идентификации многомерных математических моделей биологических процессов по данным эксперимента.

Построение математической модели кинетики ответа биосистемы представляет собой промежуточный этап на пути решения проблемы поиска оптимальных комбинаций внешних агентов. Следующий этап - определение критических значений исследуемых показателей. С этой целью при анализе кинетической модели рассчитывают координаты точек, в которых вторая производная меняет знак. Именно в этих точках происходит снижение скорости изменения биологических признаков, означающее окончание компенсаторной реакции и начало истощения исследуемой системы организма. В графическом изображении линия, проведенная через рассчитанные критические точки (см. рисунок 13.1), и является границей терапевтического действия, или линией оптимумов комбинаций параметров физических полей.

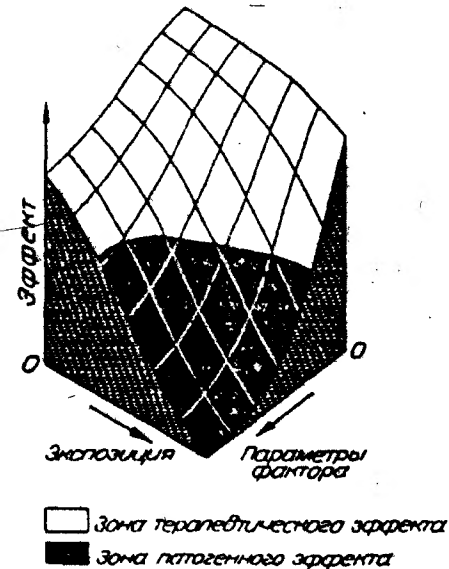


Рисунок 13.1. График зависимости доза-время-эффект и линия критических значений эффекта.

Реализация изложенной концепции непосредственно в новых образцах физиотерапевтической аппаратуры требует выбора наиболее информативных электрофизиологических показателей, регистрируемых в реальном масштабе времени. Кроме того, эти показатели должны наиболее тесно коррелировать с признаками собственно терапевтического эффекта.

По мнению некоторых авторов дальнейшее развитие предложенной ими методологии может послужить основой для создания активных систем биологической обратной связи.

ЛИТЕРАТУРА

1. Биотехнические системы: Теория и проектирование./ Под редакцией В.М. Ахутина./ -Л.: ЛГУ, 1981.
2. Попечителей Е.П. Инженерные аспекты медико-биологических исследований./ Учебное пособие/ Л.: Изд-во ЛЭТИ, 1982.
3. Попечителей Е.П. Интенсификация человеческого фактора путем оптимизации организации информационных потоков в биотехнических системах. М.: НС по КП "Кибернетика" АН СССР, 1991.
4. Попечителей Е.П., Старцева О.Н. Методы иммунологических исследований./ Учебное пособие/ СПб: Изд-во СПб ГЭТУ, 1994.
5. Теория и проектирование диагностической электронно-медицинской аппаратуры /Под ред. В.М. Ахутина/ - Л.: ЛГУ, 1980.
6. Попечителей Е.П., Чигирев Б.И. Двухлучевые фотометрические системы в клинко-физиологических исследованиях / Л.: Изд-во ЛГУ, 1991.
7. ГОСТ 24878-81. Электроды для съема биоэлектрических потенциалов. Термины и определения. Изд. стандартов, 1981.
8. Коган А.Б. Электрофизиология./ М.: 1969.
9. Лакомкин А.И., Мягков И.Ф. Электрофизиология. М., 1977.
10. Андреев В.С., Попечителей Е.П. Лабораторные приборы для исследования жидких сред. Л.: Изд-во Машиностроение, Ленингр. отд-ие, 1981.
11. Ахутин В.М., Першин Н.Н., Тимофеев В.И. Проектирование электродов для регистрации биопотенциалов.: Учебное пособие. -Л.: ЛЭТИ, 1983.
12. Полищук В.И., Терехова Л.Г. Техника и методика реографии и реоплетизмографии.-М.: Медицина, 1983.
13. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы. /Под ред. Виноградовой Т.С., М.: Медицина, 1986.
14. Федосеев В.Н. Биомпедансная томография. Обзор// ТС-10 Медицинские приборы, оборудование и инструменты". вып.5.-М.-1989.
15. Жигайло Т.Л., Евдокимова Г.А., Козлов Е.И. Зависимость значения сопротивления БАТ от времени измерений./В двух кн. Вопросы медицинской электроники. Межведомственный тематический научный сборник. - Таганрог: ТРТИ, 1984, вып.5.
16. Гутников В.С. Интегральная электроника в измерительных устройствах. - Л.: энергоатомиздат. Ленинградское отделение, 1988.-304 с.

17. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. пособие для вузов/ Под ред. Барановского А.Л. и Немирко А.П. М.: Радио и связь, 1993.
18. Лошилов В.И., Калакутский Л.И. Биотехнические системы электронной стимуляции. Основа теории и проектирования. -М.: МГТУ, НПО Медтехсистема, 1991.-170 с.
19. Опалев А.А., Тимофеев В.И. Усиление биопотенциалов: Учебн. пособие/ СПб: Изд-во ЛЭТИ, 1981.
20. Осипович Л.А. Датчики для биомедицинских исследований: учебное пособие/ СПб: Изд-во ЛЭТИ, 1981.
21. Плонск К., Роберт Р., Барр Н., Роджер С. Биоэлектричество. Количественный подход/Пер. с англ. под ред. Л.М.Чайклахьяна-Л.: Мир, 1992.
22. Порфирьев Л.Ф. Теория оптико-электрических приборов и систем. Л., 1980.
23. Якушенков Ю.Т. Теория и расчет оптико-электронных приборов. М., 1980.
24. Агроскин Л.С., Папаян Г.В. Цитофотометрия. Л., 1977.
25. Корневский Н.А., Попечителей Е.П., Гадалов В.Н. Проектирование медицинской аппаратуры основанной на электрическом взаимодействии с биообъектами.-Учебное пособие/Курск. Гос. техн. ун-т. Курск, 1997. 212с.
26. Кац А.М., Канторович А.С. Руководство по приборам и оборудованию для медико-биологических исследований. Л., 1976.
27. Расчет фотометрических цепей / Под ред. С.Ф. Коридорфа. М., 1967.
28. Попечителей Е.П. Об одном подходе к исследованию измерительных каналов для оценки оптических свойств биообъектов // Фотометрия и метрологическое обеспечение: Сб. статей. М., 1982.
29. Чигирев Б.И. Методы медико-биологических исследований: Учебн. пособие. Л., ЛЭТИ, 1982.
30. Попечителей Е.П. Аналитический метод исследования двухлучевых измерительных каналов оптического типа.-Деп. в ВИНТИ N 539-84. 1984.
31. Александров П.С. Курс аналитической геометрии и линейной алгебры. М., 1979.
32. Гуревич Н.К. Проективная геометрия. Л., 1968.
33. Попечителей Е.П., Юрковский Г.А. Метод расчета функций распределения флуктуаций фотометрических параметров. - Деп. в ЦНТИ "Иформсвязь", N 790-СВ, 1986.
34. Юрковский Г.А., Попечителей Е.П. Анализ функций распределения флуктуаций фотометрических параметров // Импульсная фотометрия: Сб. статей. Л., 1986.
35. Михалков К.В. Основы телевизионной автоматики. Л., 1967.

36. Левин Б.Р. Теоретические основы статистической радиотехники. Т.1. М., 1974.
37. Левин Б.Р. Теория случайных процессов и ее применение в радиотехнике. М., 1960.
38. Попечителей Е.П. Шумовые характеристики фотометрических преобразователей медицинских приборов // Техника средств связи, сер. ОТ, вып.3, 1976.
39. Парвулюсов Ю.Б., Солдатов В.П., Якушенков Ю.Г. Проектирование оптико-электронных приборов: Учеб. пособие для студентов вузов/Под общ. ред. Ю.Г. Якушенкова.-М.: Машиностроение, 1990.
40. Иванов В.И., Аксенов А.И., Юшин А.М. Полупроводниковые оптоэлектронные приборы: Справочник. М., 1989.
41. Гост 12.2.025-76 Изделия медицинской техники. Электробезопасность.
42. Аналоговые интегральные схемы: Пер. с англ./ Под ред. Менджинского Е.М.: Мир 1977.
43. Анисимов Б.В., Голубкин В.Н., Петраков С.В. Аналоговые и гибридные ЭВМ: Учебник для студ. вузов.-М.: Высш. шк. 1986.-288 с.
44. Фолкенберри Л. Применение операционных усилителей и линейных ИС: Пер. с англ. П.: НИР, 1985. 572с.
45. 750 практических электронных схем: Справочное руководство. Пер. с англ./ Сост. и ред. Р.Фелпс.-М.: Мир, 1986.- 584с.
46. Сопряжение датчиков и устройств ввода данных с компьютерами IBM PC.: Пер. с англ./ Под ред. У.Томпкинса, Дж. Уэйспора.-М.: Мир, 1992.-392с.
47. Джонсон Д., Джонсон Дж., Мур Г. Справочник по селективным фильтрам. М.: Энергоатомиздат, 1983.
48. Голубцов К.В., Серова О.Н., Зефирова Т.Л. Усилитель биопотенциалов с нелинейной вольт-амперной характеристикой для регистрации низкоамплитудных импульсов. Бюл. эксперим. биологии и медицины.-1985, т.100, N7.-с.11-12.
49. Аналоговые элементы и устройства автоматики и вычислительной техники: Учебное пособие/под ред. Ю.И. Лопара.-Л.: ЛПИ, 1987.
50. Чигирев Б.И. Построение устройств математической обработки биологических сигналов. Учебное пособие. -Л.: ЛЭТИ, 1987.-62с.
51. Корнев П.А. RC-генератор с цифровым управлением и отсчетом//Радио, 1986. N9. с. 46-48.
52. Александров В.В., Шаповаловников А.Н., Шнейдеров В.С. Машинная графика электроэнцефалографических данных.-Л.: Наука, 1978.

53. Бодеништайн Г., Преториус Х.М. Выделение признаков из электроэнцефалограммы методом адаптивной сегментации //ТИИЭР.1975.- т.63.№10.-с.5-27.
54. Джевинс Л., Педжер И., Даймонд С., Спир Ж., Джевис Э., Цетлин Д. Автоматический анализ электрической активности мозга человека (электроэнцефалограмма). Последние достижения // ТИИЭР. -1975.-т.63. №10.-с.5-27.
55. Жирмунская Е.А. Клиническая электроэнцефалография (обзор литературы и перспективы использования метода).-М:МЭИБИ,1991.
56. Корневский Н.А. Оценка параметров на основе ранжирующей процедуры по точкам переключения и оценка степени синхронности//Методы и микроэлектронные средства цифр. преобраз. и обраб. сигналов: Материалы Всесоюз. конф., 12.89.-Рига,1989.- с.130-132.
57. Корневский Н.А. Метод анализа сигналов произвольной формы путем разложения по точкам переключений //Изв.ВУЗов Приборостроение.-1986.- т.30.- №12.-с.3-7.
58. Сергеев Г.А., Павлов Л.П., Романенко А.Ф. Статические методы анализа электроэнцефалограмм человека.-Л.:Наука,1968.
59. Труш В.Д., Корневский А.В. ЭВМ в нейрофизиологических исследованиях.-М.:Наука,1976.
60. Бекетова И.В., Сутягин С.А., Труханов А.И. Применение микропроцессорных контроллеров для анализа доплеровских сигналов скорости кровотока. -М.: Медицинская техника №3 1989г.,с.34-39.
61. Справочник по персональным ЭВМ/Н.И.Алитов, Н.В. Нестеренко, Б.И. Новиков и др.:Под ред. чл.-кор.АНУССР Малиновского.-К.:Техника,1990. - 384с.
62. Данилин Н.С., Улишенко В.П., Крипак А.А. Руководство по поиску неисправностей и ремонту компьютеров IBM PC. -2-е изд., Перераб. и доп. - М.:Изд-во стандартов,1992.-256с.
63. Складов В.А. Применение ПЭВМ. В 3-х кн. Кн.1. Организация и управление ПЭВМ: практ.пособие.- М.: Высш. шк., 1992. -185с.
64. Ю.Чжен Лю, Гибсон Г. Микрокомпьютеры семейства 8086/8088.М.,1987.
65. Анисимов А.В., Квартерников С.Б. Устройство для интравгастральной РН-метрии и импедансметрии.-М.: Медицинская техника №2,1992.
66. АС 1364295 СССР МКИ 4А61В5/02 Устройство для бесконтактной регистрации биоэлектрических сигналов / Гапонов М.Л., Гавриков Н.А. (СССР).-4036212/28-14; Заявл. 14.03.86; Оpubл. 07.01.88, Бюл. №1.

67. Ищенко А.Н., Шевьев П.П. Автоматизированный комплекс для многопараметрического анализа сигнала кожного гальванического рефлекса //Мед. техника.-1993.-№3.-с.50-53.
68. Козлов И.И., Овсяник В.П., Сантотская Я.Ю. и др. Автоматизированная система для оценки состояния периферической гемодинамики //Мед. техника.-1993.-№3.-с.29-33.
69. Петракович Г.Н. Биополе без тайн: Критический обзор теории клеточной биоэнергетики и гипотеза автора//Мысль.-1992.-№2.-с.67-71
70. Чиркова Э.Н. Волновая природа регуляции генной активности: Живая клетка как фотоинная вычислительная машина//Русская мысль.-1992.-№2.- с.29-41.
71. Взаимодействие физических полей с живым веществом:Монография/Е.И. Нефедов, А.А. Протопопов, А.Н. Семенов, А.А. Яшин; Под общей редакцией А.А. Ходарцева.-Тула:Изд-во Тул. ГУ,1995.-179с.
72. Новиков В.Н. Змиевской Г.Н., Лазерная и оптическая техника и микрохирургия:Учебное пособие/Курск. Гос. техн.ун. Курск,1997. 196с.
73. Дрейзин В.Э., Ультразвуковые медицинские приборы и системы. Учебное пособие КГТУ, Курск, 1996.
74. Богданов А.А., Давыдова О.К., Доманский В.Л., и др. Методологические аспекты проблемы комбинированного радиотерапевтического воздействия.//Мед. Техника.-1995.-№1.-с. 39-41.
75. Основы проектирования автоматизированных систем анализа медико-биологических сигналов./ В.В. Губанов, Л.В. Ракитская, С.А. Филист, Под ред. академика МАНЭБ Корневского Н.А. Курск.1997, 135 с.
76. Попечителей Е.П. Методы медико-биологических исследований. Системные аспекты. -Житомир. ЖТИ. 1997, 186с.